

Estudo Biomecânico da Articulação do Ombro

Ana Catarina Carvalho Pereira

Dissertação de Mestrado

Orientadores na FEUP: Prof. Marco Parente e Prof. Renato Natal



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Junho de 2018

Resumo

As luxações são lesões que implicam o deslocamento do ombro e o seu entendimento é de extrema importância, visto que afetam uma parte considerável da população. A sua ocorrência está diretamente ligada a acidentes e quedas, pelo que afetam tanto jovens praticantes de desporto, como pessoas mais idosas com falta de equilíbrio. Alguns indivíduos poderão ainda apresentar uma predisposição genética à ocorrência de luxações por terem os tendões que circundam o ombro mais fracos.

A mais comum das luxações é a luxação anterior, na qual o ombro se desloca para a parte da frente do corpo. Muitas das pessoas que experienciam este tipo de luxação são diagnosticados com uma depressão na cabeça do úmero que é devida ao choque deste osso com a cavidade da omoplata que articula com ele. Quando o úmero apresenta este tipo de defeitos, a instabilidade da articulação pode ficar comprometida, porque pode haver encaixe recorrente entre o defeito e a cavidade da omoplata e, neste momento, o paciente está mediante uma subluxação e consequente desconforto e dor.

O tamanho da lesão de Hill-Sachs, como é conhecida, é uma das características mais importantes da lesão e pode determinar a instabilidade do ombro. Ao longo deste trabalho assumiu-se que lesões maiores, aumentam a probabilidade de encaixe e, como tal, a instabilidade do ombro.

O tratamento mais comum para as luxações atua ao nível da reparação dos tecidos moles, que também sofrem alterações com a deslocação. Muitas vezes, este tipo de tratamentos pode não ser suficiente para devolver a estabilidade ao ombro se existirem lesões na cabeça do úmero. Neste caso, poderá ser necessário uma intervenção a nível ósseo. Contudo, não existe nenhum guião que permita ao médico decidir qual a intervenção mais adequada a fazer, mediante uma lesão de Hill-Sachs com determinado tamanho.

Posto isto, o objetivo deste trabalho passou por estudar a influência do tamanho da lesão de Hill-Sachs na estabilidade do ombro com o intuito de perceber a partir de que tamanho do defeito é recomendável uma intervenção a nível ósseo. Este trabalho permitiu concluir que lesões com o tamanho próximo ou superior a 58.38% do diâmetro da cabeça do úmero afetam consideravelmente a estabilidade do ombro, na medida em que promovem a sua deslocação durante o movimento do braço em ações simples diárias.

Biomechanical Study of Shoulder Joint

Abstract

It is extremely important to be aware of dislocations as they affect a considerable part of the population. Its occurrence is directly linked to accidents and falls, so they affect young athletes and older people with poor balance. Some may also have a genetic predisposition to the occurrence of dislocations because the tendons that surround the shoulder are weaker.

The most common dislocation is the anterior dislocation, in which the shoulder travels to the front of the body. Many individuals who experience this type of dislocation are diagnosed with a depression in the head of the humerus that is due to the shock of this bone with the cavity of the shoulder scapula that articulates with it. When the humerus presents with these types of defects, joint instability may be compromised because there may be recurrent fit between the defect and the scapula cavity, and the patient is currently undergoing subluxation and consequent discomfort and pain.

The size of the Hill-Sachs lesion, as it is known, is one of the most important features of the lesion and may determine shoulder instability. Throughout this work it was assumed that larger lesions increase the likelihood of fit and, as such, shoulder instability.

The most common treatment for dislocations is soft tissue repair. Often, such treatments may not be sufficient to restore shoulder stability if there are injuries to the head of the humerus. In this case, intervention at the bone level may be necessary. However, there is no guideline that allows the physician to decide which intervention is best suited for a Hill-Sachs injury of a certain size.

Therefore, the objective of this work was to study the influence of the size of the Hill-Sachs lesion on the stability of the shoulder in order to perceive from which size of the defect a bone-level intervention is recommended. This study allowed us to conclude that lesions with a size close to or greater than 58.38% of the diameter of the humeral head considerably affect the shoulder stability, as they promote their displacement during the arm movement in simple daily actions.

Agradecimentos

Um primeiro agradecimento ao professor Renato Natal pela oportunidade que me foi concedida de trabalhar neste projeto.

Ao Doutor Rui Claro pelas explicações médicas na parte inicial do projeto e pela partilha de informação, desde exames médicos a artigos científicos.

Um agradecimento particular ao professor Marco Parente por todo o conhecimento transmitido, pela disponibilidade para me ajudar e por todo o material concedido para a realização deste trabalho.

Um agradecimento especial aos meus amigos de curso que me ajudaram a ultrapassar as várias dificuldades e que fizeram com que cinco anos de trabalho e compromisso fossem passados da forma mais divertida possível.

Quero também agradecer ao meu namorado, Bruno Dias, por todo o apoio em momentos difíceis.

Por fim, à minha mãe que se esforçou muito para que tivesse a possibilidade de frequentar o ensino superior.

Índice de Conteúdos

1	Introdução	1
2	Anatomia do ombro	3
2.1	Planos e direções do corpo humano	4
2.2	Estrutura do ombro	6
2.3	Articulações e ligamentos	9
2.4	Musculatura.....	11
2.5	Mobilidade da articulação glenoumeral.....	14
3	Luxações do Ombro	16
3.1	Causas, fatores de risco e tratamento	18
3.2	Lesão de Hill-Sachs	18
4	Translação da cabeça do úmero relativamente à glenoide	21
5	Método dos elementos finitos	25
5.1	Introdução	25
5.2	Elementos finitos.....	26
6	Modelação Biomecânica	40
6.1	Obtenção das estruturas ósseas.....	40
6.2	Modelação das cartilagens.....	42
6.3	Posição relativa dos ossos.....	45
6.4	Criação de defeitos	46
7	Modelos em elementos finitos – <i>Abaqus</i>	50
7.1	Fases das simulações.....	50
8	Análise de resultados	54
8.1	Translação na direção anterior-posterior, a 90° e a 45° de abdução	54
8.2	Rácio de estabilidade	58
8.3	Abdução horizontal	62
9	Conclusões e perspectivas de trabalho futuro.....	65
	Referências	66

Índice de Figuras

Figura 1 – Complexo do ombro de um pónei (a), de um lagarto (b), de uma toupeira (c) e de um corvo (d) [3].	3
Figura 2 – Termos anatómicos de localização na posição anatómica de referência [4].	5
Figura 3 – Planos anatómicos [adaptado de 6].	6
Figura 4 – Ossos da articulação do ombro e respetiva legenda - vista posterior à esquerda e vista anterior à direita [adaptado de 5].	7
Figura 5 – Escápula direita e respetiva legenda – por ordem, vista posterior, vista anterior e vista lateral [adaptado de 5].	8
Figura 6 – Úmero direito e repetiva legenda - por ordem, vista anterior, lateral e posterior [adaptado de 5].	9
Figura 7 – Vista anterior das articulações acromioclavicular e glenoumeral [adaptado de 10].	10
Figura 8 – Vista lateral da articulação glenoumeral [adaptado de 10].	11
Figura 9 – Músculos do peito e do ombro [adaptado de 5].	12
Figura 10 – Diagrama esquemático dos músculos do ombro, ilustrando o curso dos músculos principais do aspecto dorsal do ombro [adaptado de 5].	13
Figura 11 – Músculos da coifa dos rotadores [2].	14
Figura 12 – Movimentos da articulação glenoumeral [adaptado de 11].	14
Figura 13 – Luxação anterior [adaptado de 14].	16
Figura 14 – Luxação posterior [adaptado de 14].	16
Figura 15 – Luxação inferior [adaptado de 14].	17
Figura 16 – Posição do ombro face à omoplata na situação de luxação anterior [15].	17
Figura 17 – Lesão de Hill-Sachs visível numa radiografia [21].	18
Figura 18 – Translação inferior–superior da cabeça do úmero relativamente à glenoide durante a abdução escapular, para o ombro normal (linha contínua). No eixo vertical, o zero corresponde a uma centralização perfeita da cabeça do úmero na cavidade da glenoide [24].	22
Figura 19 – Posição da cabeça do úmero relativamente à glenoide durante a elevação passiva e ativa, na direção superior/inferior. Durante a elevação passiva, pode-se observar uma translação inferior contínua. Sob atividade muscular, a cabeça do úmero translada inferiormente em relação às imagens obtidas sob relaxamento muscular, assumindo uma posição mais central [22].	22
Figura 20 – Posição da cabeça do úmero em relação à glenoide durante a elevação passiva e ativa, na direção anterior/posterior. Durante a elevação passiva, a cabeça do úmero está sempre localizada anteriormente, exceto nos 150° de abdução. Sob influência da atividade muscular, a cabeça do úmero esta localizada mais posteriormente do que sob relaxamento muscular a 60° e a 90° de abdução, assumindo uma posição mais a 120° de abdução [22].	23
Figura 21 – Elemento de barra no sistema coordenado global e natural.	27
Figura 22 – Volume do tetraedro.	35

Figura 23 – Imagem médica fornecida, no software mimics, evidenciando a lesão de Hill-Sachs do paciente.....	40
Figura 24 – Modelo obtido no Mimics com defeitos visíveis.	41
Figura 25 – À esquerda, úmero com lesão e, à direita, úmero retificado no software <i>3-Matic</i>	42
Figura 26 – Ajuste das malhas no software <i>3-Matic</i>	42
Figura 27 – “FE model mesh (green only) in presence of combined defects (C)” [adaptado de 18].....	43
Figura 28 – Cartilagem da cabeça do úmero no software <i>FEMAP</i>	43
Figura 29 – Criação da cartilagem através da extrusão de elementos no software <i>Abaqus</i>	44
Figura 30 – Variação da espessura da cartilagem da glenoide.	44
Figura 31 – Posição original dos ossos no software <i>FEMAP</i>	45
Figura 32 – Modelo na posição de abdução a 45°, à esquerda, e a 90° à direita.....	46
Figura 33 – Modelo na posição de abdução a 90° com rotação externa do úmero de 40° (à esquerda), e rotação externa do úmero de 60° (à direita).	46
Figura 34 – Diferentes tamanhos do defeito de Hill-Sachs.	47
Figura 35 – Esquema de medição dos defeitos.....	48
Figura 36 - Raio da cabeça do úmero medido no <i>3-Matic</i>	49
Figura 37 – Pressão de contacto na glenoide.....	51
Figura 38 – Limites da força de reação no eixo perpendicular à glenoide, após a total aproximação do úmero.	52
Figura 39 – Referencial utilizado para a simulação da translação na direção anterior-inferior.	53
Figura 40 – Referencial utilizado para a simulação do movimento de abdução horizontal.	53
Figura 41 – Deslocamento medial/lateral do úmero e ponto de deslocação durante a translação do úmero, sem qualquer defeito, na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação neutra do úmero.	55
Figura 42 – Deslocamento medial/lateral do úmero durante a translação do úmero, na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação neutra do úmero, para o caso sem defeito e para o defeito nº 6.	56
Figura 43 – Força de reação a atuar no úmero durante a sua translação, sem qualquer defeito, na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação externa de 40° do úmero.	60
Figura 44 – Força de reação a atuar no úmero durante a sua translação na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação externa de 40° do úmero, para o ombro sem defeito e com o defeito nº 4.	61
Figura 45 – Deslocamento medial/lateral do úmero, ponto de deslocamento e força de reação antero-inferior que atua na cabeça do úmero durante a translação a sua translação na direção antero-inferior [18].	62
Figura 46 – Paragem da simulação quando o contacto entra o defeito.	63

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Translações glenoumerais máximas medidas em todas direções para dois participantes [adaptado de 25]	24
Tabela 2 – Coordenadas e pesos para a técnica de integração de Gauss (até 4 pontos).....	33
Tabela 3 – Dimensão aproximada dos defeitos do úmero considerados	48
Tabela 4 - Dimensão dos defeitos (de acordo com a Tabela 3) relativamente ao diâmetro da cabeça do úmero	49
Tabela 5 – Distância de deslocação na direção anterior-inferior, com rotação neutra do úmero	55
Tabela 6 – Distância de deslocação na direção anterior-inferior, com rotação externa de 40° do úmero	57
Tabela 7 – Translações máximas medidas em todas as direções durante atividades diárias e desportivas para dois participantes [adaptado de 25]	58
Tabela 8 – Translação máxima do úmero na direção anterior-inferior durante atividades diárias e desportivas.....	58
Tabela 9 – Valores máximos da força de reação, na direção anterior-posterior, para o caso de rotação externa de 40° do úmero	60
Tabela 10 – Valores do rácio de estabilidade para o úmero com rotação externa de 40°	61
Tabela 11 – Ângulo crítico de abdução horizontal para o úmero com rotação neutra	63

1 Introdução

A biomecânica é a área científica que estuda sistemas biológicos, mais especificamente a sua função e estrutura, através de métodos mecânicos.

Desde muito cedo se percebeu a importância desta área e existem ideias e investigações relacionadas com a biomecânica que remontam à época do renascimento.

Em termos práticos, a biomecânica assumiu um papel fundamental na vida dos soldados amputados, após a Primeira Grande Guerra Mundial (1914-1918). Estes soldados ficaram feridos devido ao uso de explosivos e quando regressavam a casa precisavam de retomar o seu trabalho para sustentar as suas famílias. Neste ponto da situação, a intervenção da biomecânica mostrou-se fundamental.

Esta área tem-se revelado muito importante nos dias de hoje, combinando conhecimentos físicos e de engenharia com conhecimentos médicos e biológicos. A biomecânica subdivide-se noutros campos, entre os quais: biomecânica cardiovascular, biomecânica desportiva, biomecânica ocupacional, biomecânica clínica e biomecânica do movimento humano.

A biomecânica clínica consiste na interpretação e análise de anatomias impróprias do corpo humano através de conhecimentos mecânicos e matemáticos. A biomecânica do movimento humano é o estudo do movimento de qualquer parte do corpo com o intuito de contribuir para o aumento da qualidade de vida das pessoas, por exemplo, através da criação de implantes ortopédicos [1].

O estudo biomecânico da articulação do ombro tem sido alvo de estudo por muitos anos, por parte das duas áreas mencionadas acima, por se tratar de uma articulação com vários tipos e amplitudes de movimento e ser composta por várias estruturas que reagem a estímulos mecânicos e agem de forma harmoniosa [2].

Uma das lesões mais comuns no complexo do ombro é a luxação. Existem vários tipos de luxação, mas a mais comum é a luxação anterior. A biomecânica desta lesão tem sido abordada por diversos autores, já que a luxação anterior pode levar ao aparecimento de uma fratura de impressão na cabeça do úmero – lesão de Hill-Sachs - e esta, por sua vez, pode encaixar na borda anterior da glenoide. Dependendo do tamanho da lesão na cabeça do úmero e do estado das estruturas ligamentares e musculares do ombro, o encaixe pode-se tornar recorrente e afetar a qualidade de vida do paciente.

A presente tese tem início com uma análise anatómica do ombro, mais concretamente da articulação glenoumeral. É fundamental reconhecer as diferentes estruturas do complexo do ombro e respetivas funções para um melhor entendimento da lesão de Hill-Sachs.

No Capítulo 3 são analisadas as luxações no geral e, em particular, as luxações anteriores e também as lesões da cabeça do úmero. Aqui também é evidenciado o problema de não existir informação clara e suficiente para o tratamento deste tipo de lesões.

Posteriormente, o Capítulo 4 é focado na translação do úmero relativamente à glenoide - um assunto fundamental para se perceber a abordagem na construção e na análise do modelo.

O Capítulo 5 foi guardado para uma explicação teórica do método dos elementos finitos por ser a base de análise do modelo.

No Capítulos 6 é explicado como foram obtidos os modelos tridimensionais das estruturas ósseas e das cartilagens.

O Capítulo 7 aborda essencialmente as questões relativas à simulação no software *Abaqus*.

No Capítulo 8 encontram-se os resultados obtidos e respetiva análise.

Por fim, o Capítulo 9 é dedicado às conclusões finais e a algumas propostas de trabalhos futuros.

2 Anatomia do ombro

O ombro humano pode ser visto como o compromisso perfeito entre a estabilidade e mobilidade. O complexo do ombro é diferente daquele que se pode encontrar noutros animais e este facto pode ter tido influência na evolução do ser humano. Contudo, existem semelhanças entre os vertebrados e as diferenças evidenciam-se mediante as funções da extremidade superior de cada espécie vertebrada. Então, consoante a função dos movimentos superiores, os tipos de movimentos e a força transmitida, podem-se encontrar variações no complexo do ombro.

Os póneis (Figura 1a) não apresentam clavícula, o que pode ser explicado pelo facto dos músculos no lugar da clavícula serem mais adequados para lidar com as forças de tração que surgem durante a corrida e os saltos.

Devido à sua locomoção específica, muito em torno do antebraço, os lagartos (Figura 1b) possuem uma construção óssea pesada. Esta característica também está presente em animais escavadores como a toupeira (Figura 1c), porque a escavação leva ao aperecimento de grandes forças laterais à cabeça do úmero.

A Figura 1d evidencia uma clavícula dupla em forma de garfo que permite a sustentação das forças resultantes do voo. Por isso, esta construção é normalmente encontrada em pássaros voadores.

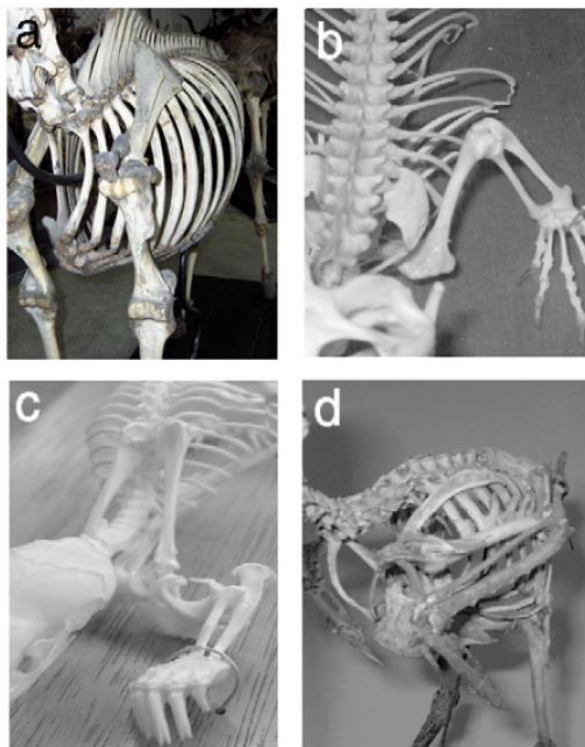


Figura 1 – Complexo do ombro de um pónei (a), de um lagarto (b), de uma toupeira (c) e de um corvo (d) [3].

Em termos evolutivos surgem duas teorias que tentam explicar o atual complexo do ombro humano. A primeira teoria diz que o facto de existir uma cavidade na parte lateral da omoplata - a glenoide – e da clavícula ser longa e um pouco torcida lateralmente são características que permitem maior mobilidade do ombro no movimento de levantamento do braço e, como tal, tornaram os humanos mais preparados para escalar. A outra teoria diz que a necessidade de transportar alimentos e objetos, promoveu o desenvolvimento da extremidade superior do corpo humano em termos evolutivos [3].

O ombro é a maior articulação do corpo humano e também uma das mais complexas. Ele apresenta uma vasta gama de diferentes movimentos, todos com grande amplitude, devido à interação de todas as estruturas que o constituem e que agem em harmonia face a uma determinada solicitação mecânica [2].

2.1 Planos e direções do corpo humano

Muitas vezes, na medicina e na biomecânica os profissionais têm a necessidade de comunicarem entre si a localização exata de um local do corpo humano no qual existe alguma lesão e, por esse motivo, existem termos próprios para descreverem locais e posições. Estes termos foram adotados a partir da posição anatómica de referência que, para o ser humano, corresponde ao mesmo de pé, com os membros superiores estendidos ao lado do tronco, com as palmas das mãos viradas para a frente. A cabeça e os pés também apontam para a frente, como mostra a Figura 2.

2.1.1 Termos direcionais

Os termos direcionais são normalmente agrupados em pares opostos com base na posição anatómica padrão [4]:

- Superior e inferior: superior significa acima e inferior significa abaixo; pode-se dizer que o pé é inferior ao joelho, por exemplo;
- Anterior e posterior: anterior refere-se à frente do corpo (lado do peito) e posterior refere-se à parte de trás do corpo (lado das costas);
- Medial e lateral: medial significa próximo da linha média do corpo e lateral significa afastado da linha média do corpo;
- Proximal e distal: proximal indica que está mais próximo do tronco do corpo, enquanto que distal quer dizer que está mais distante; por exemplo, no corpo humano, o braço é proximal e a mão é distal.

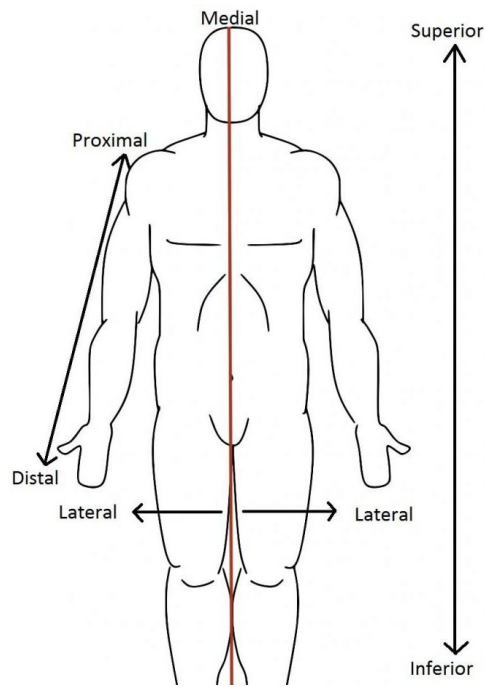


Figura 2 – Termos anatômicos de localização na posição anatômica de referência [4].

2.1.2 Planos de referência

Os termos referentes aos planos de referência costumam ser usados para descrever imagens médicas como tomografias computadorizadas (TC) ou ressonâncias magnéticas (RM) que no fundo são um conjunto de imagens do corpo em fatias planas [5]:

- Plano sagital: é um plano vertical que divide a parte esquerda e a parte direita do corpo;
- Plano coronal: é um plano vertical que separa a parte anterior da parte posterior do corpo;
- Plano transversal: é um plano horizontal paralelo ao chão que divide o corpo em duas partes, superior e inferior.

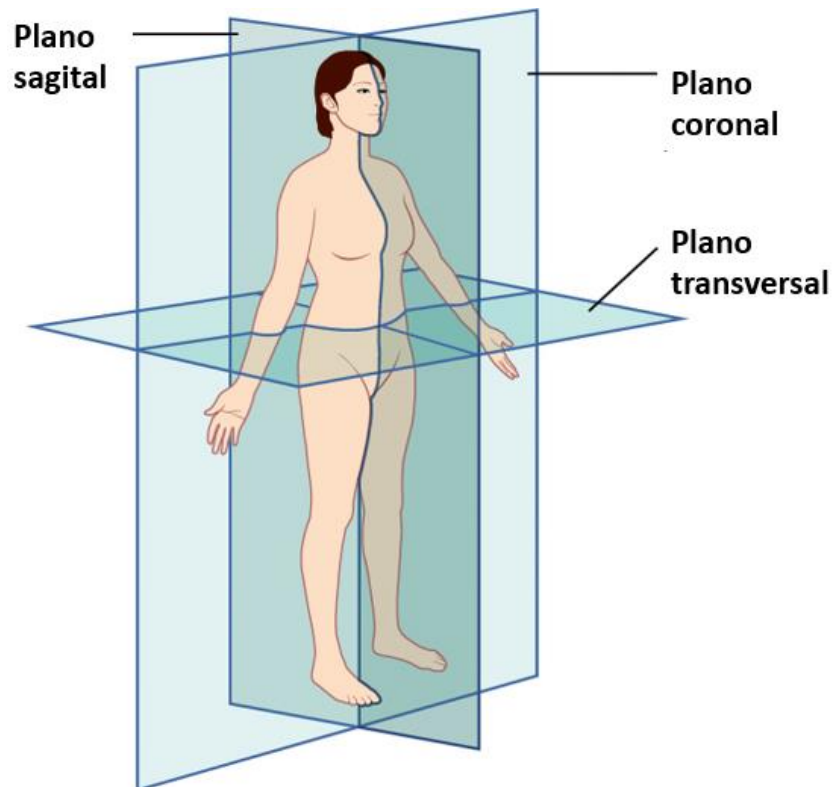


Figura 3 – Planos anatômicos [adaptado de 6].

2.2 Estrutura do ombro

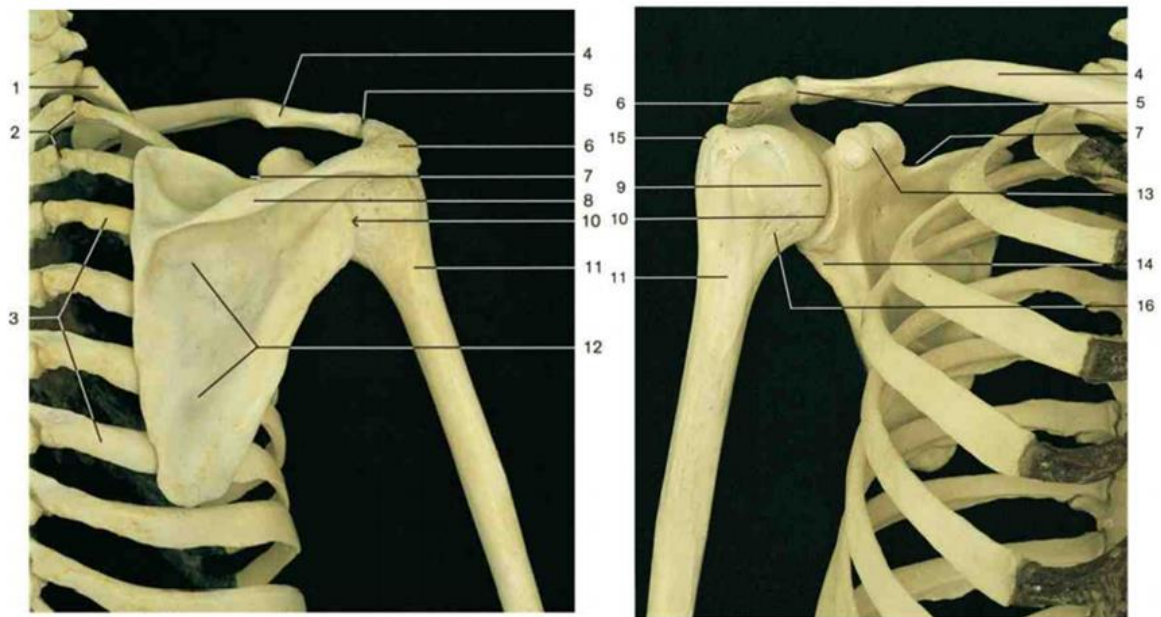
O ombro é formado por três ossos: a omoplata (ou escápula), o úmero e a clavícula. O contacto entre o úmero e a omoplata dá-se na glenoide e é normalmente designado por articulação glenoumeral, a articulação mais móvel do corpo humano [7]. A superfície articular da glenoide é mais pequena que a do úmero, o que promove grandes amplitudes de movimento, mas também faz com que a articulação seja instável.

Apesar da glenoide ser bastante mais pequena do que a cabeça do úmero e, por isso, não existir uma compatibilidade total, a anatomia óssea desta articulação é um aspeto muito importante para a estabilidade do ombro [8].

De facto, a estabilidade estática do ombro é devida ao labrum e aos ligamentos glenoumerais. Já a musculatura à volta do ombro é responsável pela estabilidade dinâmica.

A seguir ficam algumas imagens anatómicas do ombro e respetivas legendas que são fundamentais para um melhor entendimento do funcionamento desta articulação.

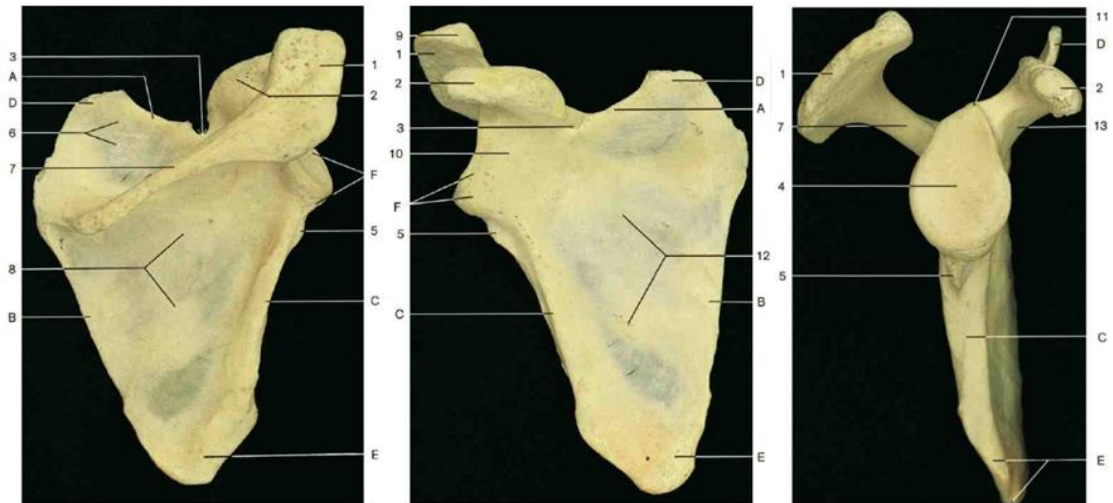
2.2.1 Estrutura óssea



1 - Primeira costela	9 – Cabeça do úmero
2 – Posição das articulações costotransversais	10 – Cavidade da glenóide
3 – Quarta e sétima costelas	11 – Colo cirúrgico
4 - Clavícula	12 – Superfície posterior da escápula
5 – Posição da articulação acromioclavicular	13 – Processo caracoide
6 - Acrómio	14 – Tubérculo infraglenoide
7 – Entalhe escapular	15 – Tubérculo maior do úmero
8 – Espinha da escápula	16 – Colo anatómico do úmero

Figura 4 – Ossos da articulação do ombro e respetiva legenda - vista posterior à esquerda e vista anterior à direita [adaptado de 5].

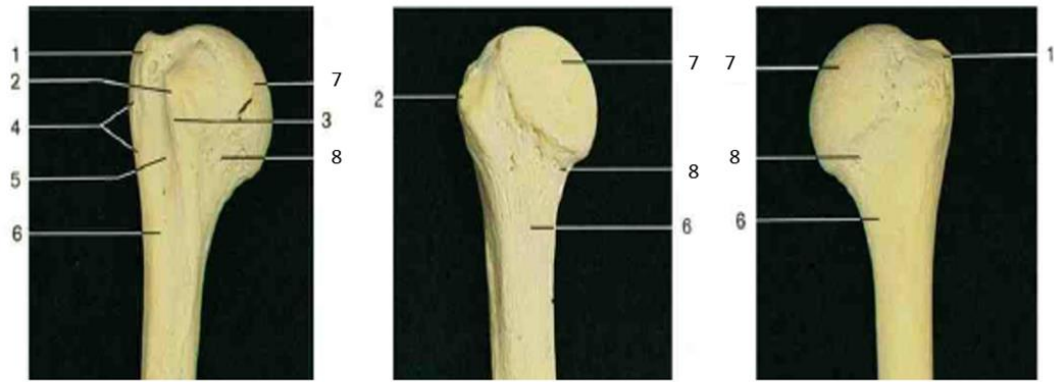
A escápula ou omoplata, representada na Figura 4 e com maior detalhe na Figura 5, é um dos ossos mais importantes do ombro, uma vez que nele se encontra a glenóide, superfície que contacta com a cabeça do úmero.



A – Borda superior	5 - Tubérculo infraglenoide
B – Borda média	6 – Fossa supra-espinhal
C – Borda lateral	7 - Espinha
D – Ângulo superior	8 – Fossa infra-espinhal
E – Ângulo inferior	9 – Face articular do acrômio
F – Ângulo lateral	10 - Pescoço
1 - Acrômio	11 – Tubérculo supraglenoidal
2 - Processo coracoide	12 – Superfície anterior
3 - Entalhe escapular	13 – Base do processo coracoide
4 – Cavidade da glenóide	

Figura 5 – Escápula direita e respetiva legenda– por ordem, vista posterior, vista anterior e vista lateral [adaptado de 5].

A cabeça do úmero tem uma forma aproximadamente esférica, mas apresenta alguns pormenores evidenciados na Figura 6.



1 – Tubérculo maior	5 – Sulco intertubecular
2 - Tubérculo menor	6 – Colo cirúrgico
3 – Crista do tubérculo menor	7 - Cabeça
4 – Crista do tubérculo maior	8 – Colo anatómico

Figura 6 – Úmero direito e repetiva legenda - por ordem, vista anterior, lateral e posterior [adaptado de 5].

2.3 Articulações e ligamentos

O complexo do ombro é constituído por quatro articulações: acromioclavicular, escapulotorácica, esternoclavicular e glenoumeral.

A **articulação acromioclavicular** é uma articulação plana que une a extremidade da clavícula e o acrómio da escápula. Esta articulação contribui para a amplitude de rotação da escápula e permite a transmissão de forças da extremidade superior para a clavícula.

A **articulação escapulotorácica** não é uma articulação comum, uma vez que une a escápula ao tórax e, portanto, a sua função é permitir o movimento da escápula contra a caixa torácica.

A **articulação esternoclavicular** articula a clavícula ao esterno, também é considerada uma articulação plana e os ligamentos que lhe estão associados são muito fortes.

A **articulação glenoumeral** é das mais complexas, a mais móvel e, em contrapartida, também a mais instável do corpo humano. Para além disto, a instabilidade do ombro está normalmente associada a uma série de lesões que podem ocorrer nesta articulação. Por este motivo, vai ser alvo de um estudo mais profundo.

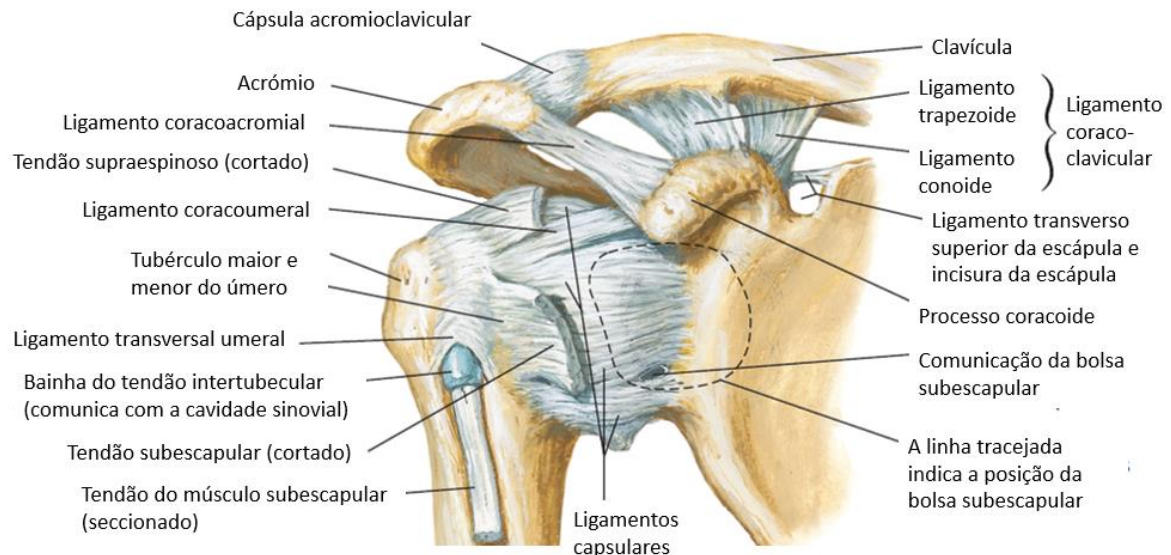


Figura 7 – Vista anterior das articulações acromioclavicular e glenoumeral [adaptado de 10].

A articulação glenoumeral tem como faces articulares a cabeça do úmero, que é convexa, e a cavidade da glenoide, que é côncava. Juntos, a cápsula articular e ligamentos desta articulação, atuam com o objetivo de manter a cabeça do úmero em contacto com a glenoide.

Dentro desta articulação é possível encontrar as seguintes estruturas [9]:

- Cápsula articular
- Ligamento coracoumeral
- Ligamentos glenomerais
- Ligamento transversal umeral
- Labrum

2.3.1 Ligamentos glenomerais

Tal como o próprio nome indica, estes ligamentos unem a cabeça do úmero à omoplata e por isso estão localizados perto da glenoide, como se percebe pela Figura 8. Estes ligamentos encontram-se um pouco frouxos em amplitudes médias de movimento e ficam mais tensos à medida que a amplitude de movimento se dirige para os extremos.

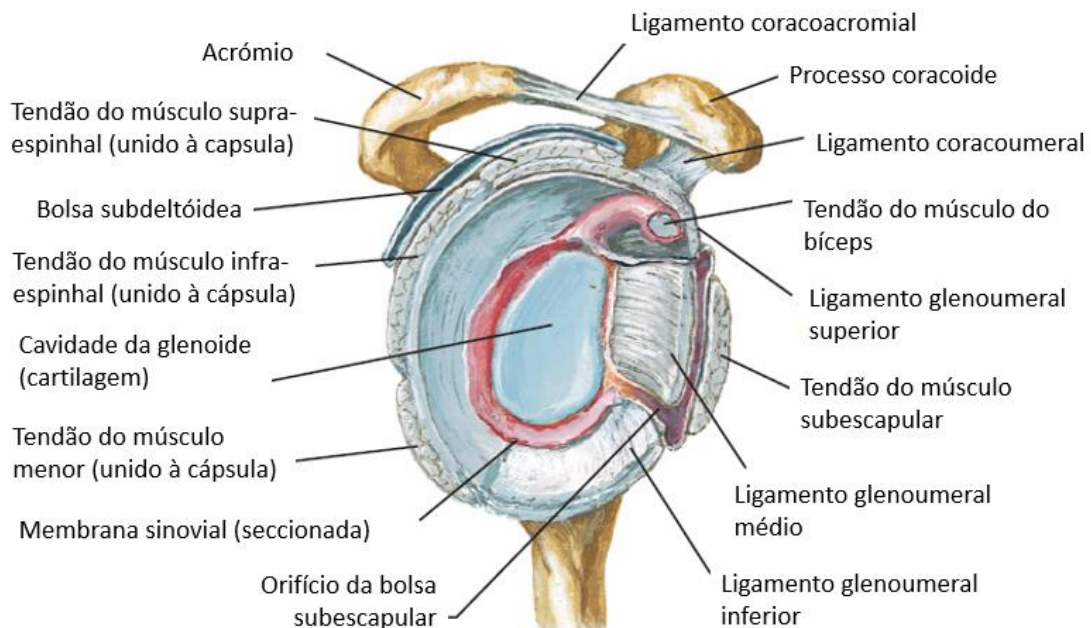


Figura 8 – Vista lateral da articulação glenoumeral [adaptado de 10].

Dentro destes ligamentos é possível fazer uma subdivisão de acordo com a sua função específica [2, 3]:

- Ligamento glenoumeral superior: resiste à translação inferior quando o braço está na posição de adução e sem rotação; em conjunto com o ligamento coracoumeral, limita a rotação externa do braço na posição de adução;
- Ligamento glenoumeral médio: é um estabilizador anterior que atua no movimento de adução e no movimento de abdução a 30°-45°;
- Ligamento glenoumeral inferior: resiste à translação anterior e inferior da cabeça do úmero, especialmente nos movimentos de rotação externa, abdução e extensão;
- Ligamento coracoumeral: resiste à translação posterior e inferior quando o ombro está suspenso, atua como estabilizador no movimento de abdução e é solicitado na rotação externa do úmero.

2.3.2 Labrum

O labrum é um anel que cobre a periferia da glenoide e a sua função principal é tornar a cavidade da glenoide um pouco mais profunda, aumentar a congruência, gerar um efeito de sucção e assim aumentar a estabilidade da articulação glenoumeral. Este componente também funciona como uma espécie de amortecedor na presença de cargas compressivas, principalmente durante as amplitudes médias dos movimentos. Outra das suas funções é ser o local de ligação dos ligamentos glenomerais ao rebordo da glenoide [2].

2.4 Musculatura

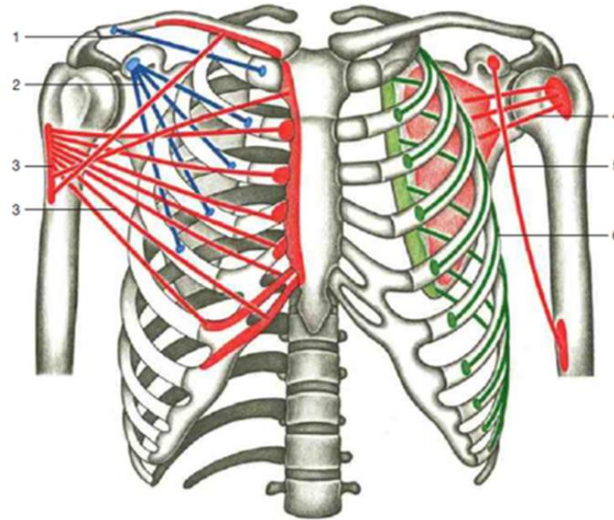
A estabilidade da articulação glenoumeral na amplitude média de movimento é principalmente devida aos músculos [8].

2.4.1 Músculos escápulo-torácicos

Neste grupo de músculos estão incluídos: o latíssimo do dorso (ou grande dorsal), o serrátil anterior, o peitoral maior e o deltoide. Apesar destes músculos estarem um pouco distantes da articulação glenoumeral, eles também são responsáveis pela sua estabilidade, pois podem

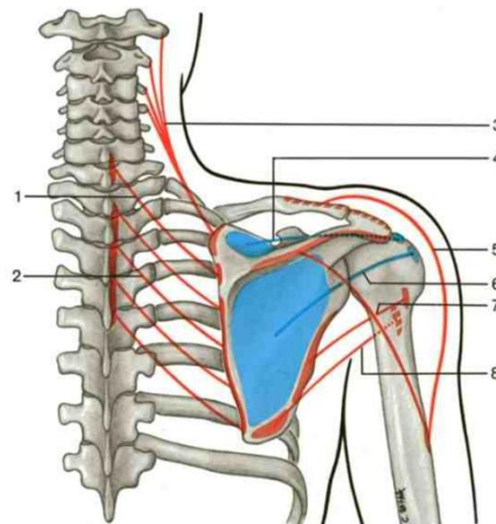
gerar grandes momentos em torno da articulação do ombro devido à sua anatomia transversal e à distância a que se encontram do centro de rotação articular [2].

Para além destes, há que referir os músculos que mais contribuem para o movimento escapulotorácico: trapézio, elevador da escápula, romboide, serrátil anterior, peitoral menor e subclávio. Destes, os mais relevantes são o serrátil anterior, que puxa a omoplata para a parede torácica, e o trapézio, que desempenha um papel fundamental na rotação e elevação da omoplata de forma sincronizada com a articulação glenoumeral [2]. Segundo Veeger e Helm [2], o serrátil anterior é o músculo principal a gerar momento durante a elevação do braço e o trapézio permite que a clavícula e a omoplata acompanhem a elevação e sobe a clavícula para permitir rotações da escápula.



1 – Músculo subclávio (azul)	4 – Músculo subescapular (vermelho)
2 – Músculo peitoral menor (azul)	5 – Músculo coracobraquial (vermelho)
3 – Músculo peitoral maior(vermelho)	6 – Músculo serrátil anterior (verde)

Figura 9 – Músculos do peito e do ombro [adaptado de 5].



1 – Músculo romboide menor (vermelho)	5– Músculo deltoide (vermelho)
2 – Músculo romboide maior (vermelho)	6 – Músculo infra espinhal (azul)
3 – Músculo elevador da omoplata (vermelho)	7 – Músculo redondo menor (vermelho)
4 – Músculo supra-espinhal (azul)	8 – Músculo redondo maior (vermelho)

Figura 10 – Diagrama esquemático dos músculos do ombro, ilustrando o curso dos músculos principais do aspecto dorsal do ombro [adaptado de 5].

2.4.2 Coifa dos rotadores

As principais funções destes músculos passam por resistir às forças de corte que ocorrem na articulação glenoumeral, manter a força compressiva e centralizar a cabeça do úmero na glenoide. Estes músculos estão localizados perto do centro de rotação do ombro e atuam em conjunto com os ligamentos capsulares. Cada músculo deste grupo tem um propósito, mas de um modo geral, todos atuam no sentido de aumentar a estabilidade da articulação glenoumeral no intervalo de amplitude medio-alto dos movimentos [3].

Este conjunto de músculos apresenta na verdade quatro músculos individuais [2]:

1. Supra-espinhoso: tem um papel importante no movimento de abdução;
2. Infra-espinhoso: impede a excessiva translação posterior e superior do úmero face à glenoide e gera cerca de 60% da força de rotação externa;
3. Pequeno redondo: também resiste à translação posterior e superior e gera apenas 45% da força de rotação externa;
4. Subescapular: resiste à translação anterior e inferior.

A localização destes músculos pode ser observada através da Figura 11.

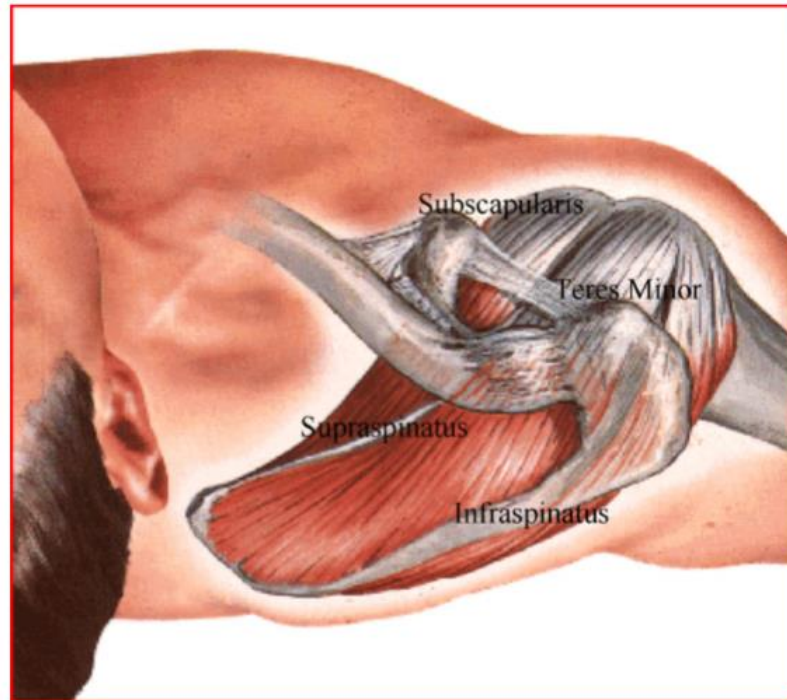


Figura 11 – Músculos da coifa dos rotadores [2].

2.5 Mobilidade da articulação glenoumeral

A amplitude do movimento do ombro cobre cerca de 65% de uma esfera [6].

Segundo Veeger e Helm [2], a mobilidade do ombro não é unicamente devida à articulação glenoumeral, mas esta por si só permite uma elevação até 120° . Para além disto, o úmero é capaz de rodar axialmente cerca de 135° relativamente à escápula.

Normalmente, o movimento do ombro contempla seis movimentos isolados: flexão, extensão, abdução, adução, rotação externa e rotação interna – representados na Figura 12.

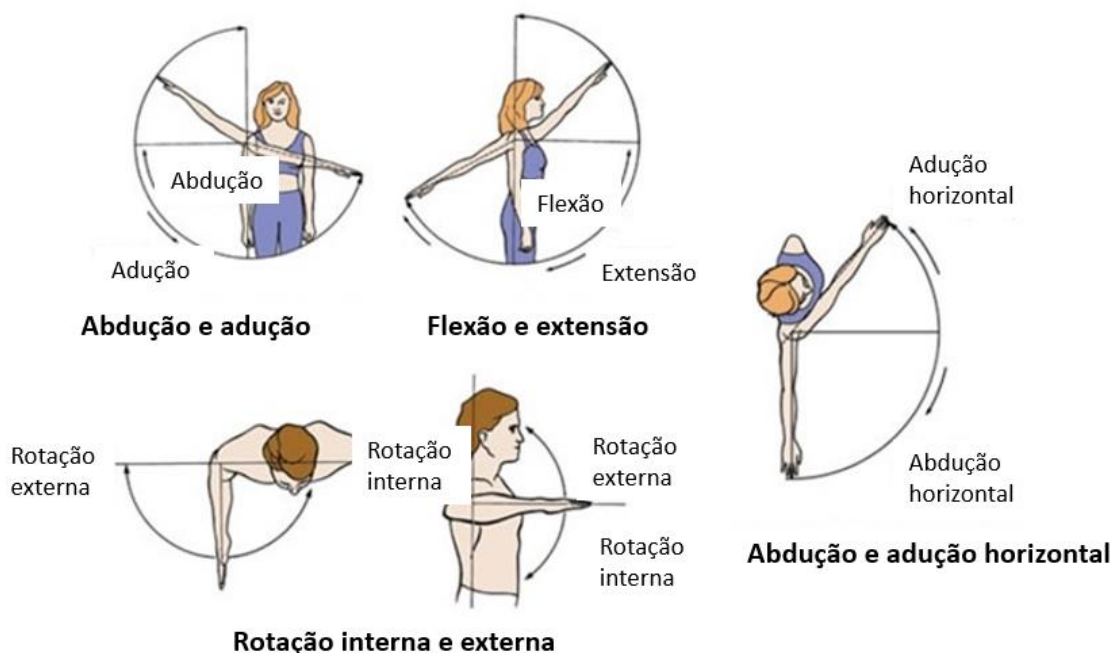


Figura 12 – Movimentos da articulação glenoumeral [adaptado de 11].

A seguir fica uma explicação mais concreta para estes movimentos [12].

A abdução e a adução dizem respeito ao movimento lateral do braço, no qual o úmero se move em relação à glenoide no plano frontal. Dá-se o nome de abdução quando o braço se desloca para cima e adução quando o braço se desloca para baixo. O movimento de abdução é mais amplo que o movimento de adução.

A flexão é o movimento de abertura anterior do braço, isto é, o braço move-se para cima e para a frente no plano sagital. Contrariamente, a extensão é o movimento de abertura posterior do braço ou, por outras palavras, o braço move-se para trás no plano sagital.

A rotação interna e externa é o movimento do ombro em relação ao seu eixo axial no sentido interior e exterior, respetivamente.

A abdução e adução horizontal correspondem ao movimento do braço na direção lateral e medial, respetivamente, e para um certo grau de abdução.

3 Luxações do Ombro

As luxações ou deslocações do ombro ocorrem quando uma força externa, paralela à superfície da glenóide, excede a capacidade de estabilização do ombro que, como já foi dito, é devida aos ligamentos e aos músculos [8, 13].

Uma subluxação ocorre quando a cabeça do úmero se desloca, mas não perde o contacto com a glenóide e volta, rapidamente e por si só, à posição normal.

Dependendo da direção da força externa que provoca a luxação, existem vários tipos de luxações entre as quais: a anterior (Figura 13), a posterior (Figura 14) e a inferior (Figura 15), sendo que a mais comum é a anterior.

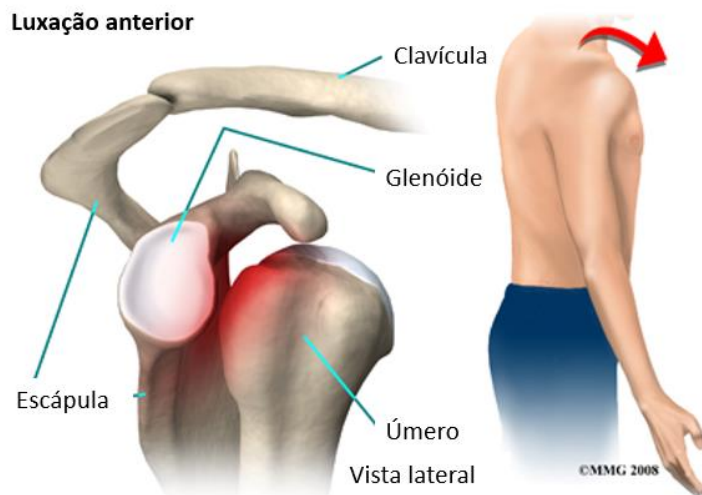


Figura 13 – Luxação anterior [adaptado de 14].

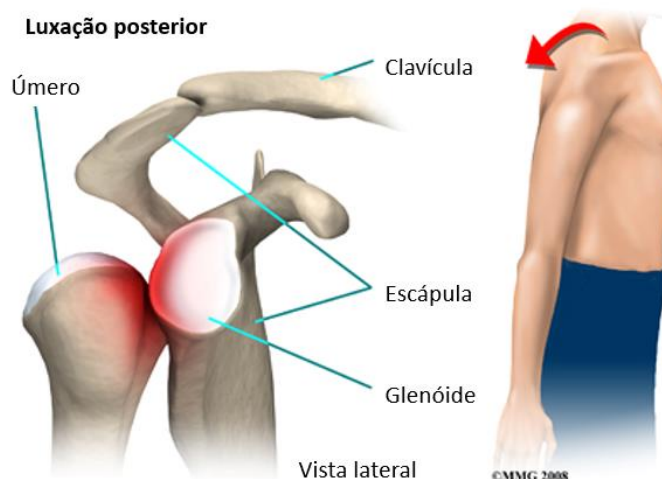


Figura 14 – Luxação posterior [adaptado de 14].

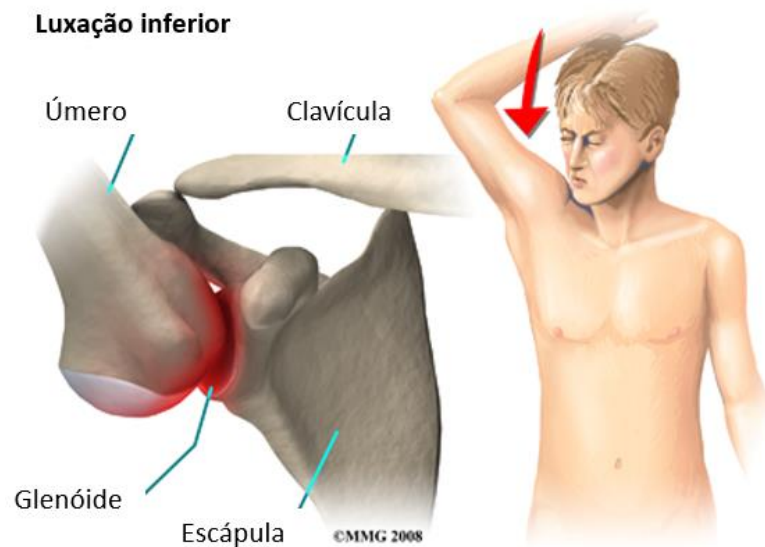


Figura 15 – Luxação inferior [adaptado de 14].

A luxação anterior dá-se a partir de um movimento do braço em extensão para fora com rotação externa, enquanto que a luxação posterior se verifica a partir de uma rotação interna com um movimento do braço para dentro.



Figura 16 – Posição do ombro face à omoplata na situação de luxação anterior [15].

A articulação do ombro é, de todas as articulações, a que mais frequentemente se desloca devido as suas características de grande mobilidade e instabilidade [16].

Após luxação, o ombro deve ser colocado na sua posição normal o mais rápido possível. Este é apenas um primeiro passo, já que a luxação pode afetar os ligamentos que unem o ombro à glenóide e o ombro fica instável, apesar de estar na sua posição normal, e a probabilidade de ocorrer nova luxação é muito maior [13].

Para além disto, as luxações podem também dar origem a lesões a nível ósseo. Por vezes, o contacto entre ossos com diferentes densidades provoca deformações consideráveis. Segundo Kaar et al [17], cerca de 95% dos pacientes com uma luxação anterior apresentam uma lesão na glenoide ou no úmero.

3.1 Causas, fatores de risco e tratamento

A causa mais comum da luxação anterior é a queda. Segundo dados do hospital CUF, a luxação do ombro é mais comum em homens entre os 20-30 anos, muito devido às atividades desportivas, e em mulheres entre os 60-80 anos graças à maior fragilidade dos ligamentos que estabilizam o ombro [16].

Relativamente à luxação anterior - que está diretamente relacionada com os movimentos de abdução e rotação externa - desportos que envolvem lançamento como voleibol ou andebol ou desportos de contacto são por si só fatores de risco.

Walia et al [18] afirmou que as luxações são muito mais recorrentes em atletas e militares.

Na presença de uma luxação, o paciente deve sentir uma dor intensa e apresentar limitação no movimento do braço.

Quanto ao tratamento das luxações, ele passa pela colocação do ombro na sua posição normal (ato denominado de redução) através de uma manobra suave e, ao mesmo tempo, firme. Depois, é importante imobilizar o ombro durante os tempos e realizar uma radiografia de controlo.

3.2 Lesão de Hill-Sachs

Na situação de deslocação anterior do ombro, a parte posterior e superior da cabeça do úmero pode sofrer uma deformação devido ao impacto contra a borda anterior da glenoide, que é mais densa. Esta deformação na cabeça do úmero tem o nome de lesão de Hill-Sachs, pois foi documentada pela primeira vez em 1940, por Hill e Sachs [17]. Este tipo de lesão na cabeça do úmero ocorre em 65-80% das primeiras luxações, em 100% nas luxações recorrentes e também pode ser encontrado em casos de subluxação [17, 19].



Figura 17 – Lesão de Hill-Sachs visível numa radiografia [21].

Uma vez colocado na sua posição normal, se o ombro possuir uma deformação de Hill-Sachs, a probabilidade de ocorrer uma nova luxação pode aumentar, porque os ligamentos da articulação glenoumeral e o labrum podem ter ficado danificados aquando da luxação inicial, deixando de desempenhar a sua função de estabilizadores.

A nova luxação dá-se quando a aresta do defeito se move anteriormente para a parte anterior da glenóide resultando num encaixe. Daqui se percebe facilmente que o tamanho da lesão de Hill-Sachs é um parâmetro importante no estudo da estabilidade do ombro [19].

À medida que ocorrem mais luxações, a lesão tende a ficar maior [17]. Portanto, os defeitos na cabeça do úmero estão associados ao deslocamento da articulação glenoumeral e à sua instabilidade recorrente.

3.2.1 Sintomas

Pacientes com a lesão de Hill-Sachs sentem o ombro solto e sempre que ocorre uma luxação sentem uma dor repentina. Se esta situação se agravar e o ombro ficar cada vez mais instável, qualquer movimento pode causar dor [13].

3.2.2 Diagnóstico

O diagnóstico pode ser feito através do historial do paciente e de exames médicos como Raio-X e, eventualmente, Ressonância Magnética Nuclear (RMN). Também existe a possibilidade de fazer um teste físico. Segundo Kaar et al [17], uma das formas de detetar lesões de Hill-Sachs de maior significado clínico é a aplicando rotação externa do úmero a 45° de abdução. Na mesma perspetiva, Welsh et al [19] fez referência ao teste de apreensão.

O teste de apreensão é um exame ortopédico cujo objetivo é avaliar a instabilidade da articulação glenoumeral na direção anterior. No início deste teste, o paciente deve estar na posição de supinação e o braço a avaliar deve ter o cotovelo fletido a 90°, deve estar na posição de abdução a 90° e o úmero deve apresentar rotação neutra. Posto isto, o terapeuta provoca a rotação externa do úmero, segurando o pulso e podendo também fazer uma pressão posterior na parte anterior do ombro.

O teste é considerado positivo, isto é, há instabilidade na articulação glenoumeral se o paciente apresentar resistência ao movimento provocado pelo terapeuta, podendo ou não sentir dor. O paciente deverá sentir ainda uma sensação semelhante à luxação ou subluxação.

De um modo geral, quando se sabe que o resultado é positivo, o úmero apresenta uma rotação externa de aproximadamente 60°.

3.2.3 Tratamento

O estudo dos defeitos de Hill-Sachs é muito importante, pois estes podem determinar o tipo de tratamento que deve ser realizado para as luxações.

O tratamento pode ser não-cirúrgico ou cirúrgico. O primeiro é um tratamento fisiátrico que tem como objetivo diminuir a dor, aumentar a mobilidade do braço e essencialmente fortalecer os músculos do ombro. Existem várias técnicas cirúrgicas e duas das mais recorrentes em Portugal são [13]:

- Operação de Bankart: consiste na reparação e reinserção dos ligamentos estabilizadores na sua posição original;
- Operação de Bristow-Latarjet: implica transpor um tendão e fixá-lo na omoplata com parafusos.

Estas operações são típicas para as lesões de Bankart - lesões ao nível da glenoide que muitas vezes coexistem com as lesões de Hill-Sachs - e muitas vezes não são suficientes para travar a

instabilidade do ombro com um defeito considerável no úmero. Segundo Fox et al [20], cerca de 76% das falhas pós-cirúrgicas apresentavam defeitos na cabeça do úmero.

Walia et al [18] afirma que na presença de uma lesão na articulação glenoumeral, os tratamentos devem variar consoante o tamanho e a natureza dos defeitos e podem ser de dois tipos: reparação de tecido mole e enxerto ósseo. Apesar dos dois tipos de tratamentos poderem ser realizados em simultâneo, a reparação de tecido mole (ligamentos e tendões) é o tratamento mais comum e, de um modo geral, consiste na reparação e na colocação dos ligamentos na sua posição original, não apresentando qualquer intervenção a nível ósseo. Tal como já foi explicado relativamente às lesões de Hill-Sachs, as lesões a nível ósseo na articulação glenoumeral podem ser causa de grande instabilidade no ombro, mas a reparação destas estruturas é ainda um assunto complicado, uma vez que não existem dados suficientes sobre este tipo de tratamento.

Note-se que, no caso de uma luxação anterior que tenha provocado um defeito na cabeça do úmero, defeito esse cujo tamanho e localização privilegia uma nova luxação, o tratamento apenas ao nível dos ligamentos será certamente incompleto.

Atualmente são conhecidas várias cirurgias cujo objetivo é preencher ou disfarçar o defeito e, como tal, são direcionadas para lesões do úmero que causam instabilidade recorrente, entre elas [20]: *remplissage*, redução de Hill-Sachs e antroplastia parcial e total.

Estudos realizados até então sobre este tipo de defeitos na cabeça do úmero dizem que:

- Defeitos cujo tamanho é 12,5% do diâmetro do úmero podem ter implicações biomecânicas na estabilidade da articulação glenoumeral [19];
- Defeitos mais pequenos do que 25% do diâmetro da cabeça do úmero podem não causar luxação [19];
- Se a lesão for maior ou igual a 25% do diâmetro da cabeça do úmero, enxerto ósseo é recomendado [2].

Não existe muita informação na literatura relativamente aos defeitos de Hill-Sachs e à sua interação com a glenoide e a que existe é até um pouco contraditória, como se mostrou, pelo que será interessante explorar este assunto.

4 Translação da cabeça do úmero relativamente à glenoide

A translação da cabeça do úmero é um fator muito importante no estudo da função da articulação glenoumeral e, claro, na sua estabilidade [2, 7].

A lesão de Hill-Sachs pode aumentar a probabilidade de luxação à medida que o seu tamanho aumenta, claro, mas também caso esteja localizada numa parte da cabeça do úmero que, em algum momento da translação, contacte com a parte anterior da glenoide – neste ponto dá-se uma espécie de encaixe [19].

A translação da cabeça do úmero face à glenoide depende do movimento da articulação glenoumeral. Por exemplo, o caminho percorrido pelo úmero é diferente na abdução e na rotação externa. Sendo assim faz todo o sentido avaliar a translação natural da cabeça do úmero relativamente à cavidade da glenoide, principalmente nos movimentos referidos que são aqueles relacionados com episódios de luxação ou subluxação.

Antes de mais, é importante relembrar que os vários movimentos do ombro, com as suas respetivas amplitudes, só são possíveis devido à ação das articulações, dos ligamentos e dos músculos e qualquer alteração nestes componentes pode afetar a estabilidade da articulação glenoumeral [20]. Daqui se percebe que o movimento da cabeça do úmero em relação à glenoide não é o único responsável pela total mobilidade do ombro.

A translação glenoumeral é difícil de medir. Até então, muitos artigos trataram este assunto. Alguns recorreram a cadáveres para medir esta translação em determinados movimentos [23], outros construíram um modelo de elementos finitos que incluíram músculos e/ou ligamentos [24] e outros ainda utilizaram o exame de ressonância magnética aberta e técnicas de processamento digital para medir as translações *in vivo* [22, 25].

A medição da translação em cadáveres não tem em conta a ação viva dos músculos que atuam essencialmente em amplitudes médias do movimento e os modelos de elementos finitos são difíceis de construir uma vez que não é conhecida a relação entre as forças dos diferentes músculos do ombro. A medição *in vivo* pretende ultrapassar estes problemas. Contudo, até esta forma de avaliar tem a sua desvantagem: a variabilidade da translação de indivíduo para indivíduo [26].

A seguir apresentam-se algumas conclusões obtidas na literatura sobre a translação do úmero relativamente à glenoide nos movimentos de abdução e rotação externa.

Terrier et al [24] estudou a **translação inferior e superior** da cabeça do úmero face à glenoide com base num modelo do ombro 3D de elementos finitos, tendo em conta a ação dos músculos. Considerou que na posição neutra, a cabeça do úmero está em equilíbrio com a borda inferior da glenoide. O gráfico da Figura 18 representa a translação superior-inferior em função do ângulo de abdução e neste mesmo gráfico apenas a linha simples têm interesse para este trabalho. A translação a zero corresponde à centralização da cabeça do úmero na cavidade da glenoide. Nos primeiros 30° de abdução, há uma translação superior de 0.75 mm. Depois dos 30° verifica-se uma translação inferior praticamente constante até que nos 130° a

cabeça do úmero está na posição central. Nos 150° de abdução, a posição do úmero é 0.5 mm abaixo da posição central.

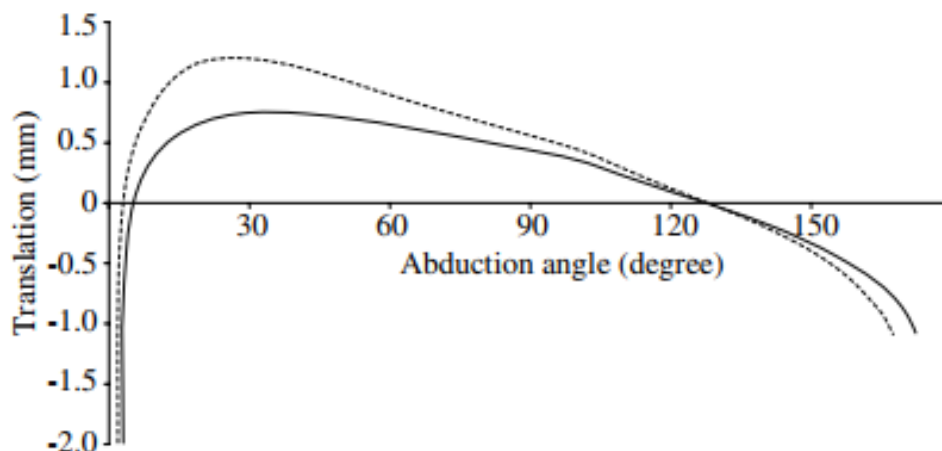


Figura 18 – Translação inferior–superior da cabeça do úmero relativamente à glenoide durante a abdução escapular, para o ombro normal (linha contínua). No eixo vertical, o zero corresponde a uma centralização perfeita da cabeça do úmero na cavidade da glenoide [24].

Graichen et al [22] analisou a **translação inferior e superior**, *in vivo*, da cabeça do úmero relativamente à cavidade da glenoide durante a elevação passiva e ativa, em pacientes saudáveis. A elevação passiva diz respeito ao movimento de abdução normal, enquanto que a elevação ativa é o movimento de abdução com carga aplicada na direção do movimento de adução. Estes dois tipos de elevação estão sujeitos a diferentes ações musculares que afetam a translação do úmero. Este estudo permitiu concluir que a translação superior é maior nos casos de elevação passiva e que a cabeça do úmero só se desloca para uma posição inferior à glenoide na elevação ativa – Figura 19.

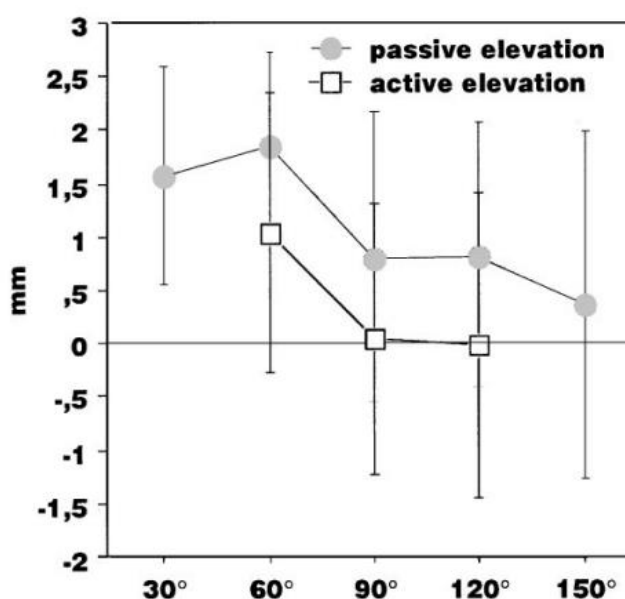


Figura 19 – Posição da cabeça do úmero relativamente à glenoide durante a elevação passiva e ativa, na direção superior/inferior. Durante a elevação passiva, pode-se observar uma translação inferior contínua. Sob atividade muscular, a cabeça do úmero translada inferiormente em relação às imagens obtidas sob relaxamento muscular, assumindo uma posição mais central [22].

Relativamente à translação **anterior e posterior**, verificou-se que só ocorre translação posterior na elevação passiva e a partir dos 90° de abdução e que a translação anterior é sempre maior na elevação passiva – Figura 20.

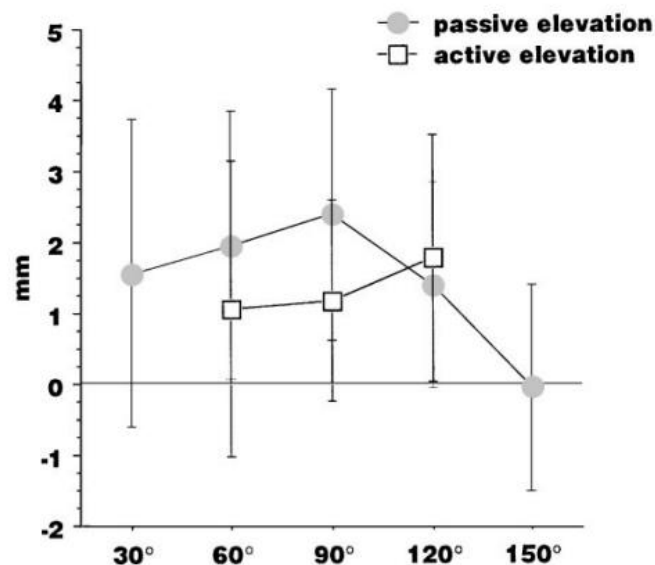


Figura 20 – Posição da cabeça do úmero em relação à glenoide durante a elevação passiva e ativa, na direção anterior/posterior. Durante a elevação passiva, a cabeça do úmero está sempre localizada anteriormente, exceto nos 150° de abdução. Sob influência da atividade muscular, a cabeça do úmero está localizada mais posteriormente do que sob relaxamento muscular a 60° e a 90° de abdução, assumindo uma posição mais a 120° de abdução [22].

No geral, no movimento de abdução, a distância percorrida pelo úmero é maior na elevação passiva, pelo que se deve encarar os resultados dos estudos deste tipo de elevação como os melhores indicativos dos valores de translação.

Massimini et al [27] estudou a translação glenoumeral, também *in vivo*, na abdução com rotação externa e obteve os seguintes resultados: dos 0° aos 45° de abdução, como úmero sem rotação, a cabeça do úmero transladou 1.6 ± 1.4 mm na direção superior; nos 90° de abdução, transladou 0.3 ± 2.1 mm e de seguida, após rotação externa de 90°, transladou -0.3 ± 1.8 mm na direção inferior.

Dal Maso et al [25], estudou as translações glenoumerais para vários movimentos e amplitudes, para atividades diárias e para atividades desportivas. O estudo passou pela colocação de marcadores em dois indivíduos com ombro saudável, pela realização dos movimentos a analisar e posterior construção do modelo computacional.

De todos os valores encontrados e representados na Tabela 1, os mais importantes são os valores da translação anterior e inferior, uma vez que é nestas direções que o úmero translada quando encaixa na borda inferior da glenoide.

Tabela 1 – Translações glenoumerais máximas medidas em todas direções para dois participantes [adaptado de 25]

	Direction	Arm position	P1				P2			
			Anterior	Posterior	Upward	Downward	Anterior	Posterior	Upward	Downward
Elevations	Adduction	Internal	2.5	−0.6	2.6	−0.9	9.4	−1.3	3.9	−2.1
		Neutral	2.5	−0.7	2.6	0.2	3.4	−1.6	4.6	−1.4
		External	3.4	−0.8	2.6	−1.3	4.4	−1.3	4.1	−1.9
	Flexion	Internal	2.5	−3.2	2.2	−3.0	6.3	−2.0	2.9	−2.4
		Neutral	1.0	−1.7	4.1	−0.7	1.8	−1.5	4.7	−1.2
		External	1.2	−1.8	4.8	−1.2	2.4	−1.3	4.3	−1.7
	Abduction	Internal	1.8	−0.8	6.2	−1.2	1.9	−1.1	1.8	−0.9
		Neutral	2.0	−0.5	7.5	−0.8	2.6	0.0	2.9	−0.7
		External	1.0	−1.4	7.5	−2.5	2.6	−0.6	4.6	−0.2
	Extension	Internal	1.6	−1.6	3.4	−1.4	3.7	−1.6	2.9	−1.9
		Neutral	1.2	−0.9	2.7	−1.5	2.1	−0.5	2.5	−1.5
		External	1.9	−1.1	2.5	−1.2	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
Internal – external rotations	Adduction	30°	2.9	−0.1	2.2	−0.7	2.2	−1.1	1.7	−2.3
		60°	1.5	−0.2	3.8	1.0	1.5	−0.2	2.4	0.1
		90°	1.4	−0.4	2.8	1.9	2.2	−1.6	4.0	−0.9
	Flexion	30°	1.2	−1.0	2.1	−1.1	1.2	−0.6	0.7	−0.4
		60°	0.8	−0.9	2.8	0.6	2.2	0.4	2.7	−0.1
		90°	0.6	−1.2	2.4	0.7	2.0	−1.3	2.0	0.6
	Abduction	30°	1.1	−0.6	1.4	0.5	1.3	−1.8	2.1	−1.0
		60°	1.5	−0.8	2.7	−0.2	2.5	1.0	1.5	−0.8
		90°	2.6	0.1	3.2	1.5	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
	Extension	30°	1.3	−0.1	3.0	−0.9	4.3	1.1	0.7	−2.7
		60°	2.6	−1.2	3.7	−2.2	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
		90°	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.

A **translação anterior** atingiu um máximo de 3.4 mm no indivíduo 1 e de 9.4 mm no indivíduo 2. O indivíduo 2 apresentou uma maior discrepância nos valores de translação na direção anterior, pelo que será interessante verificar que à exceção dos valores máximo de 9.4 mm e 6.3 mm, o máximo valor de translação foi de 4.4 mm.

5 Método dos elementos finitos

5.1 Introdução

Diversos problemas com importância para a Engenharia podem ser descritos em termos de equações com derivadas parciais. Com exceção de alguns casos particulares, não é possível obter uma solução analítica exata para estes problemas. O Método dos Elementos Finitos (MEF) é, atualmente, o método numérico mais utilizado para obter soluções aproximadas para este tipo de problemas. Consiste na subdivisão de um meio contínuo em pequenos subdomínios (elementos), mantendo as mesmas propriedades do meio original. O comportamento destes elementos pode ser descrito por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, através de uma análise computacional, para que sejam obtidos os resultados desejados.

O MEF é o método preferido para a solução numérica de muitas equações diferenciais parciais, especialmente quando a geometria da região ou condições fronteira ou os carregamentos são mais complexos.

Devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, o MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas quando, por exemplo, se pretende analisar cargas, tensões ou deslocamentos. Torna-se, portanto, oportuno o conhecimento dos conceitos básicos do MEF para que os resultados dos trabalhos sejam melhor interpretados.

Um elemento finito é uma sub-região de um meio contínuo, com um tamanho finito (não infinitesimal). Os pontos onde os elementos se ligam são chamados nós, ou pontos nodais, e o procedimento de seleção de nós e formação dos elementos finitos é chamado discretização.

Este método permite converter um problema com um número infinito de graus de liberdade num outro com um número finito, de forma a simplificar o processo de resolução. Faculta, ainda, uma solução aproximada dentro de cada elemento finito, baseado numa função deslocamento, numa função de tensão ou uma mistura das duas, chamadas funções de forma.

O problema estrutural envolve um campo de tensões, σ , deslocamentos, u , e forças por unidade de volume, f . Os deslocamentos, u , são especificados para tomar valores prescritos de deslocamento, \bar{u} , na parte S_u da superfície fronteira S , enquanto são aplicadas cargas (ou trações) prescritas, t_e , na parte S_σ .

Dado este problema, é necessário que existam as seguintes condições:

1) Compatibilidade:

- u contínuo e diferenciável.
- Condições fronteira de deslocamento $u = \bar{u}$ em S_u .
- Lei de deformação - deslocamento, $e = Lu$, onde L é um operador linear e todos os termos não lineares são desprezados.

2) Equilíbrio:

$$\mathbf{S}\boldsymbol{\sigma} + \mathbf{f} = \mathbf{L}^T \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{f} = 0 \quad (5.1)$$

$$\mathbf{t}_i = \mathbf{t}_e \text{ em } S_\sigma \quad (5.2)$$

onde \mathbf{t}_i são trações internas e $\mathbf{S} = \mathbf{L}^T$ é um operador linear.

3) Lei de tensão-deformação:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\mathbf{e} \quad (5.3)$$

Onde \mathbf{D} uma matriz simétrica com termos fixos que são funções do módulo de Young, E , e coeficiente de Poisson, ν .

Uma análise estrutural do MEF inclui os seguintes passos:

- 1) Discretização da estrutura – O meio contínuo (geometria) é subdividido em elementos finitos.
- 2) Os elementos são conectados por um número discreto de pontos nodais situados nas suas fronteiras.
- 3) Definição das propriedades materiais dos elementos.
- 4) Escolha de um conjunto de funções para definir o estado de deslocamento dentro de cada “elemento finito” em termos dos seus deslocamentos nodais.
- 5) As funções de deslocamento definem o estado de deformação dentro de um elemento em termos dos deslocamentos nodais. Estas deformações em conjunto com as deformações iniciais e as propriedades constitutivas do material definem o estado de tensão através dos elementos.
- 6) Agrupamento de matrizes de massa, de amortecimento e de rigidez, que são derivadas de um método de energia, baseado em funções de forma. Estas matrizes relacionam o deslocamento nodal, velocidade e aceleração nas forças aplicadas sobre os nós.
- 7) Determinação de um sistema de forças concentradas nos nós, equilibrando as tensões de fronteira e cargas distribuídas.
- 8) Aplicação de cargas – forças ou momentos aplicados externamente de forma concentrada ou distribuída.
- 9) Definição de condições fronteira.
- 10) Resolução de sistemas de equações algébricas lineares.
- 11) Cálculo de tensões, reações, modos naturais ou outra informação pertinente.

5.2 Elementos finitos

5.2.1 Elemento linear de dois nós

Considere-se um elemento de barra, situado sobre o eixo global X (Figura 21). Para o cálculo da matriz de rigidez, o primeiro passo reside na relação entre as coordenadas globais X e as coordenadas naturais, ξ , onde $-1 \leq \xi \leq 1$.

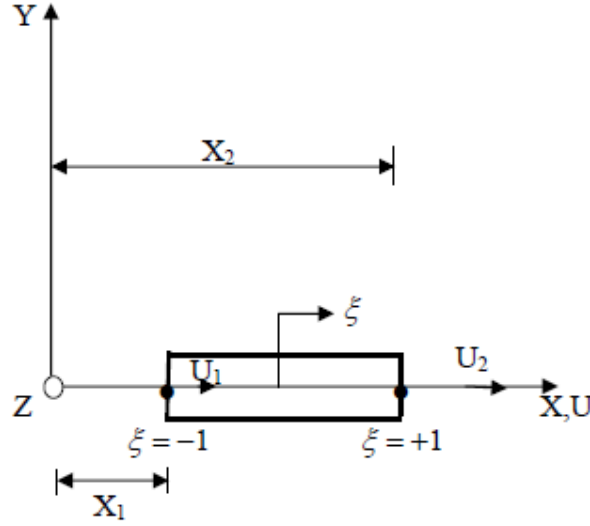


Figura 21 – Elemento de barra no sistema coordenado global e natural.

A relação é dada por:

$$X = \frac{1}{2}(1 - \xi) X_1 + \frac{1}{2}(1 + \xi) X_2 \quad (5.4)$$

ou:

$$X = \sum_{i=1}^2 N_i X_i \quad (5.5)$$

onde:

$$N_1 = \frac{1}{2}(1 - \xi); N_2 = \frac{1}{2}(1 + \xi) \quad (5.6)$$

representam as funções de forma, que traduzem de forma única a relação entre as coordenadas X e ξ na barra.

Os deslocamentos globais da barra são expressos de forma semelhante às coordenadas globais:

$$\mathbf{d} = \sum_{i=1}^2 N_i d_i \quad (5.7)$$

A interpolação das coordenadas e dos deslocamentos dos elementos, usando as mesmas funções de forma, definidas no sistema de coordenadas naturais, constitui a base da formulação de elementos finitos isoparamétricos.

O cálculo da deformação é dado por:

$$\varepsilon = \frac{d\mathbf{d}}{dX} = \frac{d\mathbf{d}}{d\xi} \frac{d\xi}{dX} \quad (5.8)$$

onde

$$\frac{d\mathbf{d}}{d\xi} = \frac{d_2 - d_1}{2} \quad (5.9)$$

e

$$\frac{dX}{d\xi} = \frac{X_2 - X_1}{2} = \frac{L}{2} \quad (5.10)$$

onde L é o comprimento da barra.

Assim com a junção destas equações obtemos a deformação:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{d_2 - d_1}{2} \frac{2}{L} = \frac{d_2 - d_1}{L} \quad (5.11)$$

A relação entre deformação e deslocamento é dada por:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B}\mathbf{d} \quad (5.12)$$

onde

$$\mathbf{B} = \frac{1}{L} \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

A matriz de rigidez é obtida por:

$$\mathbf{K} = \frac{EA}{L^2} \int_{-1}^1 \begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix} J d\xi \quad (5.14)$$

onde J é o jacobiano, que relaciona o comprimento do elemento no sistema coordenado global para o correspondente comprimento no sistema natural.

$$\frac{dX}{d\xi} = J = \frac{L}{2} \quad (5.15)$$

Obtém-se assim a matriz de rigidez:

$$\mathbf{K} = \frac{EA}{2L} \int_{-1}^1 \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} dr = \frac{EA}{L} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

5.2.2 Elemento isoparamétrico de oito nós

A solução por elementos finitos, baseada em deslocamentos, considera o princípio dos deslocamentos virtuais, que assume que num corpo em equilíbrio, para quaisquer

deslocamentos virtuais (pequenos), nulos para correspondentes deslocamentos prescritos, impostos ao corpo em equilíbrio, o trabalho virtual interno total é igual ao trabalho virtual externo total.

A expressão integral de equilíbrio de forças em problemas de elasticidade pode ser obtida através do princípio dos trabalhos virtuais:

$$\int_{\Omega} \{\delta \mathbf{e}\}^T \{\mathbf{t}\} d\Omega - \int_{\Omega} \{\delta \mathbf{u}\}^T \{\mathbf{b}\} d\Omega - \int_{S_t} \{\delta \mathbf{u}\}^T \{\mathbf{t}_s\} dS_t = 0 \quad (5.17)$$

\mathbf{t} representa o vetor de tensão, \mathbf{b} o vetor de forças de massa, \mathbf{t}_s o vetor de forças na fronteira, $\delta \mathbf{u}$ vetor dos deslocamentos virtuais, $\delta \mathbf{e}$ vetor associado às deformações virtuais, Ω o domínio em questão S_t e parte da fronteira onde há forças aplicadas.

As deformações virtuais associadas à equação anterior são representadas por:

$$\delta \mathbf{e} \left\{ \frac{\partial(\delta u)}{\partial x}, \frac{\partial(\delta v)}{\partial y}, \frac{\partial(\delta w)}{\partial z}, \frac{\partial(\delta u)}{\partial y} + \frac{\partial(\delta v)}{\partial x}, \frac{\partial(\delta u)}{\partial z} + \frac{\partial(\delta w)}{\partial x}, \frac{\partial(\delta v)}{\partial z} + \frac{\partial(\delta w)}{\partial y} \right\}^T \quad (5.18)$$

Os deslocamentos, deformações e os correspondentes termos virtuais são:

$$\delta \mathbf{u} = \sum_{i=1}^n N_i \delta d_i \quad (5.19)$$

$$\delta \mathbf{e} = \sum_{i=1}^n B_i \delta d_i \quad (5.20)$$

em que a representação é feita para o nó i , sendo d_i o componente do vetor dos deslocamentos nodais, δd_i o componente do vetor dos deslocamentos nodais virtuais, N_i a componente da matriz das funções de forma, B_i a componente da matriz global de deslocamentos / deformações e n o número total de nós do elemento.

Substituindo (5.19) e (5.20) em (5.17) obtemos:

$$\sum_{i=1}^n \{\delta d_i\}^T \left\{ \int_{\Omega} [B_i]^T \mathbf{t} d\Omega - \int_{\Omega} [N_i]^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{S_t} [N_i]^T \mathbf{t}_s dS_t \right\} = 0 \quad (5.21)$$

Considerando a equação verdadeira para um qualquer deslocamento virtual, obtém-se para cada nó uma equação do tipo:

$$\int_{\Omega} \mathbf{B}^T \mathbf{t} d\Omega - \int_{\Omega} \mathbf{N}^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{S_t} \mathbf{N}^T \mathbf{t}_s dS_t = 0 \quad (5.22)$$

Os deslocamentos podem ser expressos através das funções de forma de acordo com a seguinte expressão:

$$\mathbf{d}^e = \sum_{i=1}^n N_i^e d_i^e \quad (5.23)$$

As coordenadas x , y e z de um ponto qualquer, de um elemento de nós, é expressa sob a forma isoparamétrica, sendo, genericamente, para o caso tridimensional apresentada pela equação:

$$\begin{bmatrix} x^e \\ y^e \\ z^e \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^r \begin{bmatrix} N_i^e & 0 & 0 \\ 0 & N_i^e & 0 \\ 0 & 0 & N_i^e \end{bmatrix} \quad (5.24)$$

A matriz jacobiana da transformação das coordenadas naturais a cartesianas é definida como se representa na equação seguinte:

$$\mathbf{J}^e = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \xi} x_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \xi} y_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \xi} z_i^e \\ \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \eta} x_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \eta} y_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \eta} z_i^e \\ \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \zeta} x_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \zeta} y_i^e & \sum_{i=1}^r \frac{\partial N_i^e}{\partial \zeta} z_i^e \end{bmatrix} \quad (5.25)$$

O inverso do Jacobiano, \mathbf{J} , é determinado pela expressão:

$$[\mathbf{J}^e]^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \xi}{\partial x} & \frac{\partial \eta}{\partial x} & \frac{\partial \zeta}{\partial x} \\ \frac{\partial \xi}{\partial y} & \frac{\partial \eta}{\partial y} & \frac{\partial \zeta}{\partial y} \\ \frac{\partial \xi}{\partial z} & \frac{\partial \eta}{\partial z} & \frac{\partial \zeta}{\partial z} \end{bmatrix} = \frac{1}{\det \mathbf{J}^e} \begin{bmatrix} \frac{\partial z}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial x}{\partial \zeta} \end{bmatrix} \quad (5.26)$$

O campo de deformações relaciona-se com o campo de deslocamentos conforme se verifica na seguinte relação:

$$\boldsymbol{\varepsilon}^e = \sum_{i=1}^n \mathbf{B}_i^e d_i^e \quad (5.27)$$

\mathbf{B}_i é a matriz de deformação definida através da seguinte expressão:

$$[B_i]^e = \begin{bmatrix} \left(\frac{\partial N_i}{\partial x}\right)^e & 0 & 0 \\ 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial y}\right)^e & 0 \\ 0 & 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial z}\right)^e \\ \left(\frac{\partial N_i}{\partial y}\right)^e & \left(\frac{\partial N_i}{\partial x}\right)^e & 0 \\ \left(\frac{\partial N_i}{\partial z}\right)^e & 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial x}\right)^e \\ 0 & \left(\frac{\partial N_i}{\partial z}\right)^e & \left(\frac{\partial N_i}{\partial y}\right)^e \end{bmatrix} \quad (5.28)$$

No caso de elementos tridimensionais, o integral é dado de acordo com a expressão:

$$d\Omega^e = \det \mathbf{J}^e d\xi d\eta d\zeta \quad (5.29)$$

A relação tensão-deformação linear para cada elemento é dada pela equação:

$$\boldsymbol{\sigma}^e = \mathbf{D}^e \boldsymbol{\varepsilon}^e = [\mathbf{D}^e] \left(\sum_{j=1}^n B_j^e d_j^e \right) \quad (5.30)$$

O primeiro termo da equação (5.22) resulta na combinação de cada elemento através da seguinte expressão:

$$\sum_{j=1}^r K_{ij}^e d_j^e = \int_{\Omega^e} [B_i^e]^T [\mathbf{D}^e] \left(\sum_{j=1}^r B_j^e d_j^e \right) d\Omega^e \quad (5.31)$$

K_{ij} é a sub-matriz da matriz de rigidez elementar \mathbf{K} .

A contribuição para cada elemento e para o segundo termo da equação (5.22) calcula-se através da equação:

$$\mathbf{f}_{bi}^e = \int_{\Omega^e} [N_i^e]^T \{ \mathbf{b}^e \} d\Omega^e \quad (5.32)$$

Para o terceiro termo da equação (5.22), a contribuição elementar do vetor de força calcula-se na forma:

$$\mathbf{f}_{t_i}^e = \int_{S_t} [N_i^e]^T \{ \mathbf{t}_s^e \} dS_t \quad (5.33)$$

A matriz de rigidez K_{ij} é calculada numericamente e obtida por integração em coordenadas naturais.

$$K_{ij}^e = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 [B_i^e]^T [D^e] [[B_j^e]] \det J^e d\xi d\eta d\zeta = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 T_{ij}^e d\xi d\eta d\zeta \quad (5.34)$$

A integração numérica segue a regra de Gauss estando o programa elaborado para a integração 2x2x2 ou 3x3x3 pontos de Gauss no estudo de estruturas tridimensionais.

Designando K_{ij} a função integranda da equação (5.34) a matriz desenvolve-se numericamente.

$$K_{ij}^e = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \sum_{r=1}^n T(\bar{\xi}_p, \bar{\eta}_q, \bar{\zeta}_r)_{p,q,r} W_p W_q W_r \quad (5.35)$$

$W_p W_q W_r$ representam respetivamente os fatores de peso da regra e $(\bar{\xi}_p, \bar{\eta}_q, \bar{\zeta}_r)$ as coordenadas dos respetivos pontos específicos.

Um aspeto muito importante de qualquer cálculo por elementos finitos é o cálculo de matrizes de elementos finitos, entre outras, a matriz de rigidez, a matriz de massa, o vetor de cargas nodais equivalente às cargas exteriores aplicadas.

A ideia básica dos elementos finitos isoparamétricos é a de que a relação entre os deslocamentos no interior do elemento e os deslocamentos nodais pode ser diretamente estabelecida através de funções de interpolação (funções de forma).

Numa representação isoparamétrica utilizam-se as funções de forma para interpolação da geometria e dos deslocamentos. A formulação isoparamétrica permite utilizar elementos irregulares e com lados curvos. A definição do elemento efetua-se a partir das coordenadas da sua geometria real, para aproximar o cálculo de todos os integrais à geometria normalizada do elemento.

As principais características das funções de forma dos elementos finitos utilizados são a sua continuidade no interior dos elementos e ainda o valor que essas funções apresentam em determinados pontos do domínio, conforme se impõe nas equações seguintes:

$$\sum_{i=1}^n N_i(\xi, \eta) = 1 \quad (5.36)$$

$$N_i(\xi, \eta) = \begin{cases} 1 & \Rightarrow i = j \\ 0 & \Rightarrow i \neq j \end{cases} \quad (5.37)$$

em que ξ e η representam as coordenadas naturais do elemento finito.

As funções de forma assim definidas permitem assegurar a continuidade do campo de deslocamentos no interior do elemento, garantindo ainda uma continuidade do tipo C_0 entre elementos adjacentes.

Note-se que as funções de forma possuem algumas propriedades importantes:

- São unitárias no nó a que respeitam e nulas nos restantes.
- Possuem a partição da unidade, ou seja, $\sum N_i = 1$.

No âmbito de elementos de deformação constante, uma maneira possível de gerar as funções de forma é definir uma função incógnita a partir de uma expressão polinomial contendo tantos termos quantos os nós do elemento. Escrever essa expressão polinomial com coeficientes α_i para cada um dos nós do elemento, inverter o sistema obtido e calcular os coeficientes do polinómio.

Na maior parte dos elementos finitos torna-se impraticável calcular as matrizes de rigidez, \mathbf{K} , e o vetor de cargas, \mathbf{f} , sem recurso a integração numérica. O método mais usado nos elementos finitos é a integração de Gauss, que pode ser considerada em domínios unidimensionais ou bidimensionais

Em casos de domínios unidimensionais, considere-se uma função $f(x), x \in [-1, 1]$

Na regra de integração de Gauss, o integral

$$I = \int_{-1}^1 f(x) dx \quad (5.38)$$

é expresso na forma dum somatório estendido a p pontos de Gauss (do interior do elemento finito) onde se multiplica o valor da função, f , nesses pontos, p , por pesos, na forma:

$$I = \int_{-1}^1 f(x) dx = \sum_{i=1}^p f(x_i) W_i \quad (5.39)$$

onde W_i representa os pesos correspondentes ao ponto i .

Na tabela 7 apresentam-se as coordenadas e pesos para a técnica de integração de Gauss.

Note-se que esta técnica de integração, de grau n , fornece uma solução exata para um polinómio de grau $2n-1$.

Tabela 2 – Coordenadas e pesos para a técnica de integração de Gauss (até 4 pontos).

n	$\pm x_i$	W_i
1	0,0	2,0
2	0,5773502692	1,0
3	0,774596697	0,5555555556
	0,0	0,8888888889
4	0,86113663116	0,3478548451
	0,3399810436	0,6521451549

Tal como na integração numérica a uma dimensão, o objetivo da integração numérica a duas dimensões é a solução dos integrais da matriz de rigidez, vetor de forças nodais equivalente e matriz de massa, através da quadratura de Gauss.

O integral de uma função em coordenadas naturais pode então ser substituído por dois somatórios contendo produtos dos pesos de Gauss e função nos pontos de Gauss respectivos, através de:

$$\int_{-1}^1 \int_{-1}^1 F(\xi, \eta) d\xi d\eta = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^q w_i w_j F(\xi_i, \eta_j) \quad (5.40)$$

onde p , q são o número de pontos na direção ξ , η , respetivamente, e w_i , w_j os seus pesos.

Em particular, para a matriz de rigidez podemos calcular o integral da seguinte forma:

$$\mathbf{K}^e = \int_{\Omega} h \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} d\Omega^e = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 h \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} \det \mathbf{J} d\xi d\eta \quad (5.41)$$

em que h representa a espessura do elemento.

5.2.3 Elemento tetraédrico de quatro nós

A três dimensões, o elemento contínuo mais simples corresponde a um tetraedro, um elemento de quatro nós.

As características de um elemento tetraédrico podem ser definidas em funções deslocamento, matriz deformação, rigidez, tensão e matrizes de cargas.

Na análise de elementos finitos aproxima-se o corpo como um conjunto de elementos finitos discretos interligados em pontos nodais nas fronteiras dos elementos. Os deslocamentos medidos no sistema coordenado local x , y e z em cada elemento são assumidos como função dos deslocamentos em n pontos no elemento.

Seja um elemento tetraédrico i, j, m, p , num espaço definido pelas coordenadas x, y e z (Figura 7.2). O estado de deslocamento dum ponto é definido pelas três componentes deslocamento u, v, w , nas direções das três coordenadas x, y, z .

Assim,

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \quad (5.42)$$

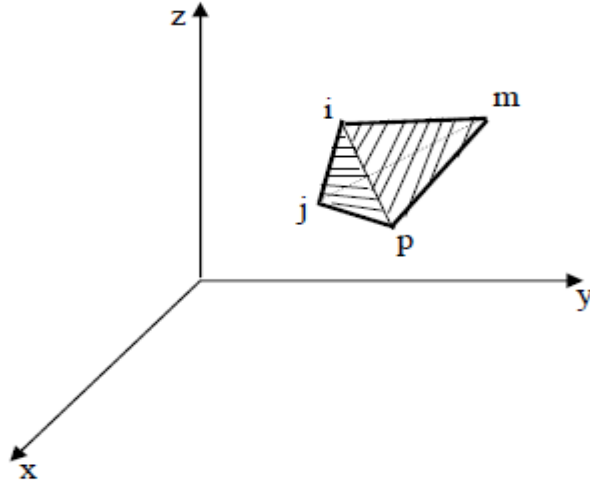


Figura 22 – Volume do tetraedro.

A variação linear é definida por quatro valores nodais, podendo ser escrita, por questão de simplicidade apenas para \mathbf{u} , da seguinte forma:

$$\mathbf{u} = \alpha_1 + \alpha_2 X + \alpha_3 Y + \alpha_4 Z \quad (5.43)$$

A equação (5.43) pode, ainda, ser reescrita em quatro equações do tipo:

$$\begin{aligned} u_i &= \alpha_1 + \alpha_2 X_i + \alpha_3 Y_i + \alpha_4 Z_i \\ u_j &= \alpha_1 + \alpha_2 X_j + \alpha_3 Y_j + \alpha_4 Z_j \\ u_m &= \alpha_1 + \alpha_2 X_m + \alpha_3 Y_m + \alpha_4 Z_m \\ u_p &= \alpha_1 + \alpha_2 X_p + \alpha_3 Y_p + \alpha_4 Z_p \end{aligned} \quad (5.44)$$

em que se calculam α_1 , α_2 , α_3 e α_4 .

É possível escrever esta solução, usando a forma determinante, isto é:

$$\mathbf{u} = \frac{1}{6V} \left[\begin{aligned} &(a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z)u_i + (a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z)u_j + \\ &(a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z)u_m + (a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z)u_p \end{aligned} \right] \quad (5.45)$$

com

$$6V = \det \begin{vmatrix} 1 & X_i & Y_i & Z_i \\ 1 & X_j & Y_j & Z_j \\ 1 & X_m & Y_m & Z_m \\ 1 & X_p & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \quad (5.46)$$

em que V representa o volume do tetraedro. Expandindo os outros determinantes relevantes nos seus co-factores obtém-se:

$$\begin{aligned}
 a_i &= \det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & Z_j \\ X_m & Y_m & Z_m \\ X_p & Y_p & Z_p \end{vmatrix} & b_i &= -\det \begin{vmatrix} 1 & Y_j & Z_j \\ 1 & Y_m & Z_m \\ 1 & Y_p & Z_p \end{vmatrix} \\
 c_i &= -\det \begin{vmatrix} X_j & 1 & Z_j \\ X_m & 1 & Z_m \\ X_p & 1 & Z_p \end{vmatrix} & d_i &= -\det \begin{vmatrix} X_j & Y_j & 1 \\ X_m & Y_m & 1 \\ X_p & Y_p & 1 \end{vmatrix}
 \end{aligned} \tag{5.47}$$

O deslocamento do elemento é definido por 12 componentes de deslocamento dos nós como:

$$\mathbf{d}^e = \begin{Bmatrix} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \mathbf{a}_m \\ \mathbf{a}_p \end{Bmatrix} \tag{5.48}$$

com:

$$\mathbf{a}_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_j = \begin{Bmatrix} u_j \\ v_j \\ w_j \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_m = \begin{Bmatrix} u_m \\ v_m \\ w_m \end{Bmatrix} \quad \mathbf{a}_p = \begin{Bmatrix} u_p \\ v_p \\ w_p \end{Bmatrix} \tag{5.49}$$

Os deslocamentos dum ponto arbitrário podem ser escritos como:

$$\mathbf{u} = [\mathbf{I}N_i, \mathbf{I}N_j, \mathbf{I}N_m, \mathbf{I}N_p] \mathbf{a}^e \tag{5.50}$$

em que as funções de forma são definidas do seguinte modo:

$$\begin{aligned}
 N_i &= \frac{a_i + b_i X + c_i Y + d_i Z}{6V} \\
 N_j &= \frac{a_j + b_j X + c_j Y + d_j Z}{6V} \\
 N_m &= \frac{a_m + b_m X + c_m Y + d_m Z}{6V} \\
 N_p &= \frac{a_p + b_p X + c_p Y + d_p Z}{6V}
 \end{aligned} \tag{5.51}$$

em que \mathbf{I} representa uma matriz identidade 3x3.

As deformações são obtidas por derivação dos deslocamentos. Assim, numa análise tridimensional são relevantes seis componentes de deformação, definidas como:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial Z} \\ \frac{\partial u}{\partial Y} + \frac{\partial v}{\partial X} \\ \frac{\partial v}{\partial Z} + \frac{\partial w}{\partial Y} \\ \frac{\partial w}{\partial X} + \frac{\partial u}{\partial Z} \end{Bmatrix} \quad (5.52)$$

Usando as equações (5.45) e (5.50) verifica-se que:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B} \mathbf{a}^e \left[\mathbf{B}_i, \mathbf{B}_j, \mathbf{B}_m, \mathbf{B}_p \right] \mathbf{a}^e \quad (5.53)$$

onde

$$\mathbf{B}_i = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Y} & \frac{\partial N_i}{\partial X} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial Z} & \frac{\partial N_i}{\partial Y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial Z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial X} \end{bmatrix} = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ 0 & d_i & c_i \\ d_i & 0 & b_i \end{bmatrix} \quad (5.54)$$

Sendo que as outras sub-matrizes, \mathbf{B}_j , \mathbf{B}_m , \mathbf{B}_p são obtidas de maneira semelhante.

Para um material isotrópico, com matriz de elasticidade, \mathbf{D} , a relação entre tensões e deformações é dada por:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon} \quad (5.55)$$

onde:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = \mathbf{D}(\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}_0) + \boldsymbol{\sigma}_0 \quad (5.56)$$

em que σ_x , σ_y e σ_z representam as tensões normais e τ_{xy} , τ_{yz} e τ_{zx} as tensões de corte.

A matriz das constantes elásticas, \mathbf{D} , para o estado tridimensional, é a função de E que representa o módulo de elasticidade e ν , o coeficiente de Poisson.

$$\mathbf{D} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0,5-\nu \end{bmatrix} \quad (5.57)$$

Na solução por elementos finitos, as equações de equilíbrio não são satisfeitas exatamente em todos os pontos considerados, havendo duas propriedades que são satisfeitas em qualquer malha de elementos finitos. A primeira propriedade refere-se ao equilíbrio nos nós, enquanto que a segunda propriedade se refere ao equilíbrio no elemento.

Considere-se que em cada elemento finito, e , os vetores de forças nodais são dados por:

$$\mathbf{f}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^{eT} \boldsymbol{\sigma}^e dV^e \quad (5.58)$$

onde $\boldsymbol{\sigma}^e = \mathbf{D}^e \boldsymbol{\varepsilon}^e$.

De acordo com a primeira propriedade, em cada nó, a soma das forças nodais está em equilíbrio com as forças externas aplicadas, tendo em conta que:

$$\sum_e \mathbf{f}^e = \mathbf{Kd} \quad (5.59)$$

De acordo com a segunda propriedade, cada elemento está em equilíbrio sob as suas forças \mathbf{f}^e . Esta propriedade é satisfeita, desde que a matriz de interpolação \mathbf{N}^e satisfaça requisitos de convergência.

Assim, na análise por elementos finitos, podem referir-se as seguintes condições:

- A estrutura é idealizada como um conjunto interligado de elementos discretos ligados em nós.
- As forças externas aplicadas são atribuídas a esses nós, usando o princípio dos trabalhos virtuais para obter forças nodais equivalentes às forças aplicadas.

- As forças nodais equivalentes às forças externas aplicadas são equilibradas pelas forças nodais equivalentes às tensões internas nos elementos, ou seja,

$$\sum_e \mathbf{f}^e = \mathbf{R} \quad (5.60)$$

- As equações de compatibilidade de tensão-deformação são satisfeitas exatamente.

A matriz de rigidez pode ser integrada explicitamente uma vez que as componentes de deformação e tensão são constantes dentro do elemento.

A sub-matriz geral da matriz de rigidez é uma matriz 3x3 definida como:

$$\mathbf{K}_{ij}^e = \mathbf{B}_i^T \mathbf{D} \mathbf{B}_j V^e \quad (5.61)$$

Em que V^e representa o volume dum tetraedro elementar.

As forças nodais devidas à deformação inicial resultam em:

$$\mathbf{f}_i^e = -\mathbf{B}_i^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 V^e \quad (5.62)$$

6 Modelação Biomecânica

Este modelo tem como objetivo determinar a relação que existe entre defeitos na cabeça do úmero e a estabilidade do ombro. Para tal, o modelo do ombro a estudar vai incluir apenas o úmero, a omoplata e as suas respetivas cartilagens como sugeriu Walia et al [18].

A modelação dos ossos foi conseguida através do software *Mimics* e *3-Matic*, a cartilagem da glenoide foi criada no *Abaqus* e a cartilagem do úmero foi criada no *FEMAP*.

6.1 Obtenção das estruturas ósseas

6.1.1 *Mimics*

Este software cria modelos 3D de várias superfícies anatómicas, a partir de uma série de imagens médicas empilhadas provenientes de exames como tomografia computadorizada, ressonâncias magnéticas, raio-x, entre outros.

Imagens CT de um paciente com a lesão de Hill-Sachs (Figura 23), fornecidas pelo Doutor Rui Claro, foram usadas para a criação de modelos 3D do úmero e da escápula através do software *Mimics*. Welsh et al [19] também recorreu ao mesmo software para a obtenção do modelo dos ossos do ombro para avaliar o impacto da lesão de Hill-Sachs na estabilidade do ombro.

Com o intuito de simplificar o modelo, muitos estudos sobre o complexo do ombro consideram que o mecanismo da articulação glenoumeral é o de “ball-in-socket” – no qual a cabeça do úmero é considerada uma esfera perfeita e todos os movimentos são compostos por rotação pura do úmero. Contudo, Massimini et al [27] verificou que esta abordagem não era a mais correta pois o úmero translada mais na direção anterior-inferior do que na direção anterior-superior. Por este motivo, a obtenção do modelo através do software *Mimics* revela ser uma mais valia na obtenção de um modelo mais próxima da realidade.

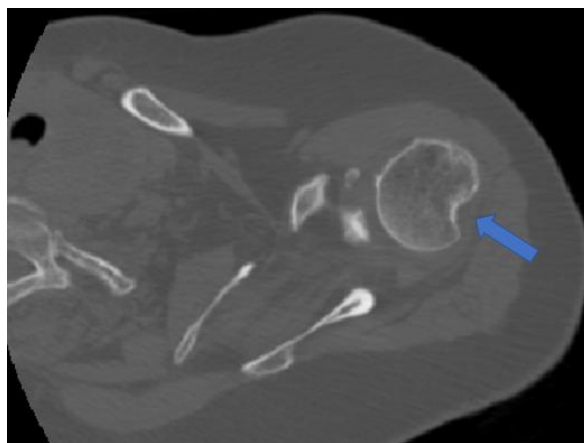


Figura 23 – Imagem médica fornecida, no software mimics, evidenciando a lesão de Hill-Sachs do paciente.

O *Mimics* permite a correção de defeitos de forma manual e tem ainda ferramentas que permitem a redução de pequenos orifícios (“Wrap”) e a suavização do modelo (“Smooth”). Uma vez aplicados estes comandos, obteve-se o modelo da Figura 24, na qual se pode ver a omoplata a azul e o úmero a amarelo. Desta forma, obteve-se um modelo 3D de forma rápida e precisa.

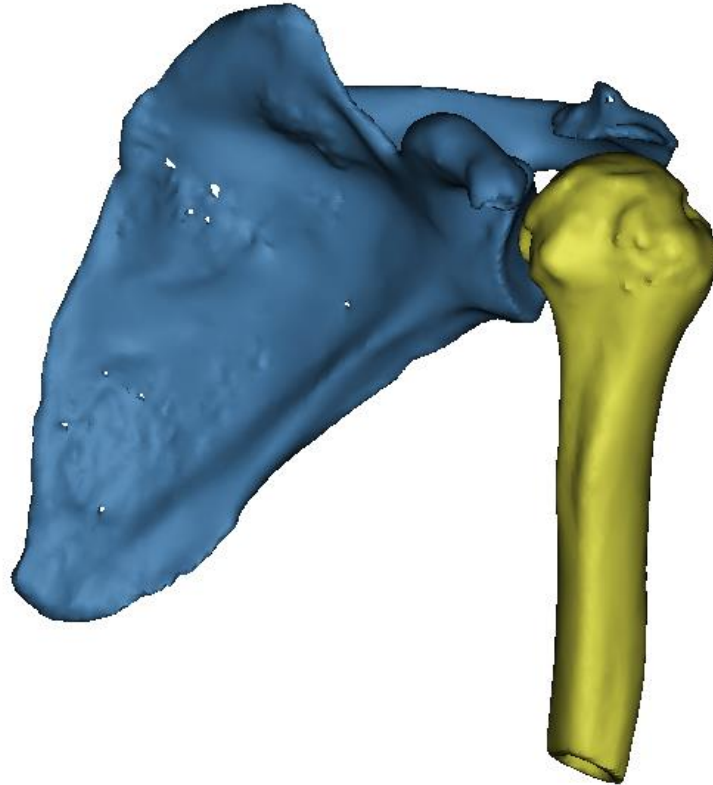


Figura 24 – Modelo obtido no Mimics com defeitos visíveis.

De seguida exportou-se o modelo para o *3-Matic*.

6.1.2 *3-Matic*

No *3-Matic* foi possível também corrigir defeitos de maiores dimensões, eliminar partes interiores indesejáveis, suavizar novamente o modelo e criar uma malha de acordo com o que se pretendia.

Através do *3-Matic*, foi possível retirar ainda o defeito de Hill-Sachs do úmero. Pretendeu-se um modelo com um úmero saudável para que numa fase seguinte fossem considerados defeitos com diferentes tamanhos e, desta forma, estudar a influência do tamanho da lesão na estabilidade do ombro.

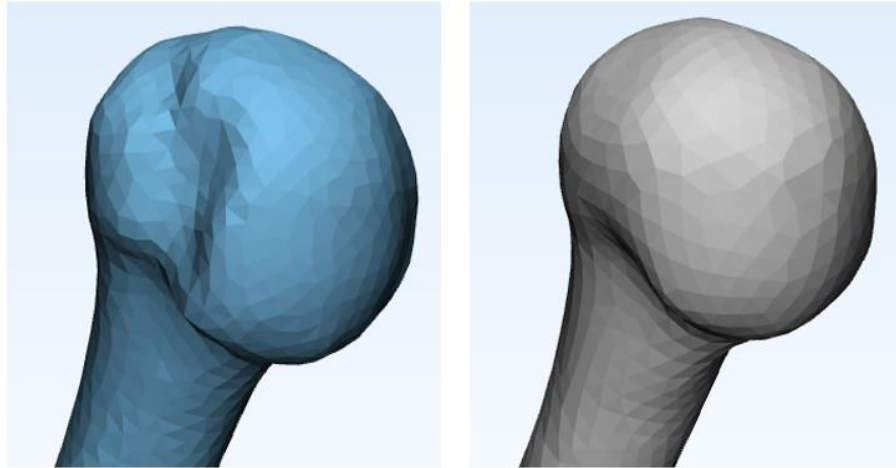


Figura 25 – À esquerda, úmero com lesão e, à direita, úmero retificado no software *3-Matic*.

De modo a obter ficheiros relativamente leves para simulações posteriores rápidas, criou-se uma malha triangular e uniforme com triângulos com lados de 3 mm. Como o objetivo do modelo é estudar o contacto entre a superfície da cabeça do úmero e a superfície da glenoide e a influência que um defeito na cabeça do úmero pode ter neste mesmo contacto, estas duas superfícies apresentam uma malha mais refinada do que a restante malha dos corpos, como se percebe na Figura 26. Isto foi feito através do comando *refine* do software *3-Matic*.

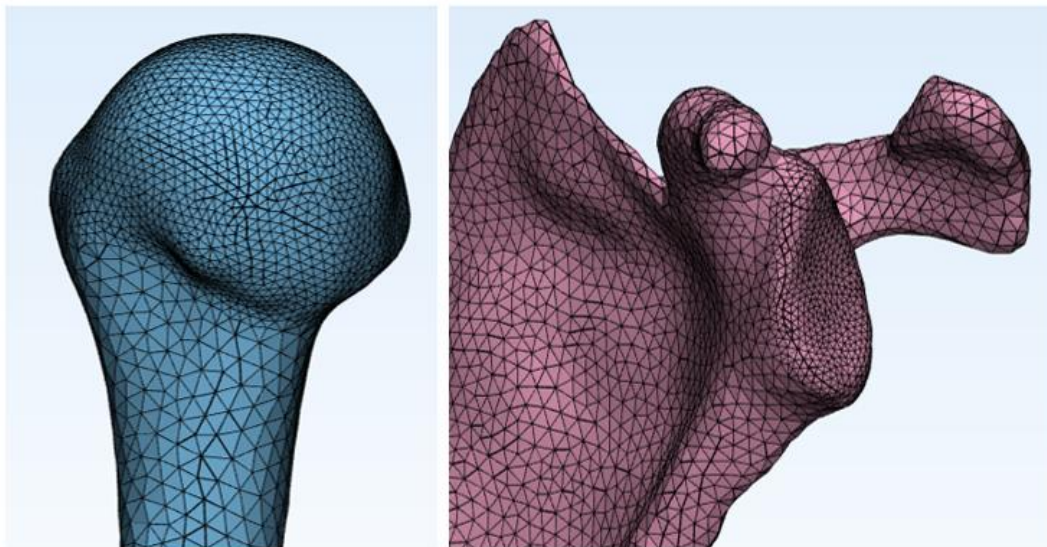


Figura 26 – Ajuste das malhas no software *3-Matic*.

Exportaram-se ficheiros em formato stl, de cada uma das estruturas ósseas.

6.2 Modelação das cartilagens

Tanto o úmero como a glenoide possuem uma cartilagem. Uma das funções da cartilagem é promover o bom contacto entre as superfícies, reduzindo o atrito. A colocação das cartilagens não foi feita de forma precisa e apenas existiu a preocupação de cobrir as superfícies que, em situação normal, ficam em contacto com os possíveis movimentos do ombro – tal como foi feito por Walia et al [18] e se pode observar na Figura 27. Segundo Kaar et al [17], a superfície articular da cabeça do úmero é de cerca de 180°.

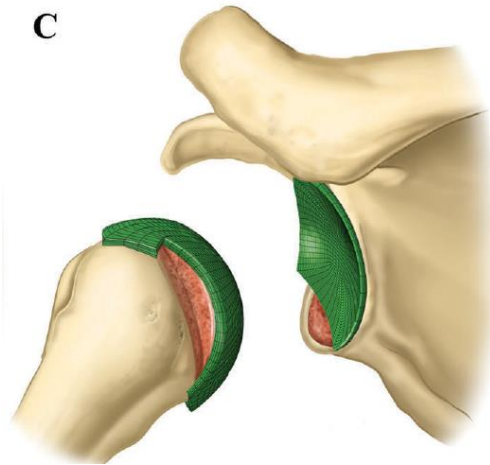


Figura 27 – “FE model mesh (green only) in presence of combined defects (C)” [adaptado de 18].

Apesar disto, teve-se em atenção a variação da espessura das cartilagens. No úmero, a cartilagem é mais espessa no centro e mais fina na sua periferia. Na glenoide verifica-se o contrário: no centro a cartilagem é mais fina e na periferia é mais espessa – características estas que favorecem o encaixe do úmero na glenoide e aumentam por si só a estabilidade do complexo do ombro. De acordo com Welsh et al [19], a espessura da cartilagem no centro do úmero é de 2.03 mm e no centro da glenoide é de 1.14 mm.

6.2.1 Cartilagem da cabeça do úmero

A cartilagem do úmero foi então recriada através da extrusão de alguns elementos da superfície do úmero (elementos a azul claro da Figura 28), com uma altura de 1.5 mm. De modo a obter uma espessura variável desta cartilagem, editaram-se os nós a verde da Figura 29, aumentando a sua coordenada no eixo perpendicular à cartilagem para que a zona a azul tivesse uma altura de 2.03 mm. Com o intuito de tornar o modelo o mais suave possível, para além das edição dos nós a verde, editaram-se também alguns nós próximos a esta área (nós a amarelo na Figura 28) - também se aumentaram as suas coordenadas para que houvesse uma transição mais suave dos nós mais altos para os mais baixos, com o intuito de facilitar as simulações para as quais o modelo vai ser utilizado.

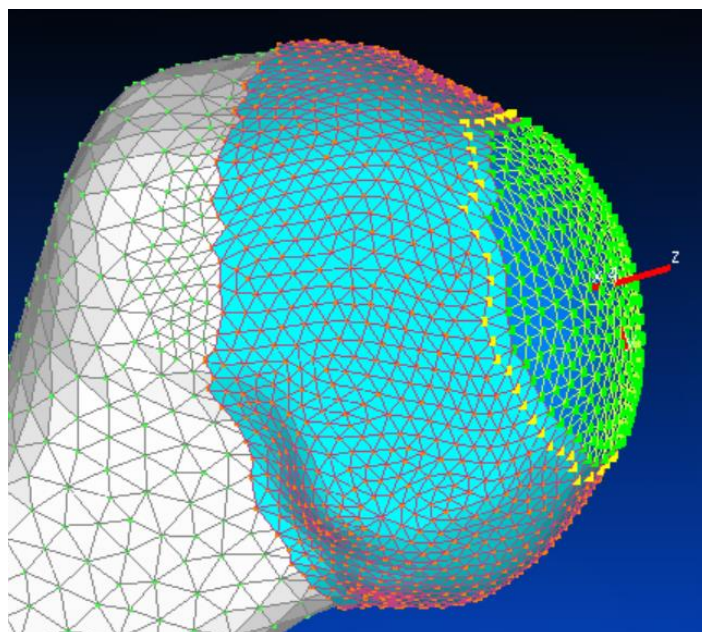


Figura 28 – Cartilagem da cabeça do úmero no software *FEMAP*.

6.2.2 Cartilagem da glenoide

Devido à dificuldade na extrusão de elementos tão pequenos no software *FEMAP*, a cartilagem da glenoide foi criada no *Abaqus*. Os elementos foram criados através de uma extrusão de duas camadas de elementos com uma altura total de 1.5 mm – ver Figura 29.

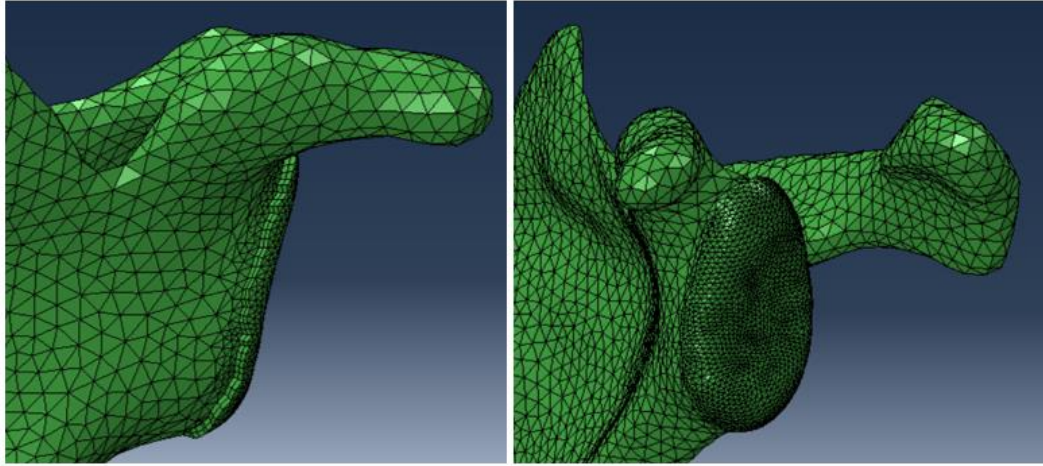


Figura 29 – Criação da cartilagem através da extrusão de elementos no software *Abaqus*.

A variação da espessura da cartilagem da omoplata também foi conseguida através do software *Abaqus*. Foi realizada uma simulação na qual o úmero se deslocou contra a omoplata perpendicularmente (uma distância maior do que a necessária para estabelecer apenas contacto entre as superfícies das cartilagens). Devido às características das cartilagens, durante a simulação verificou-se a variação da espessura da cartilagem da omoplata na zona de contacto com o conjunto do úmero, tal como evidenciado na Figura 30.

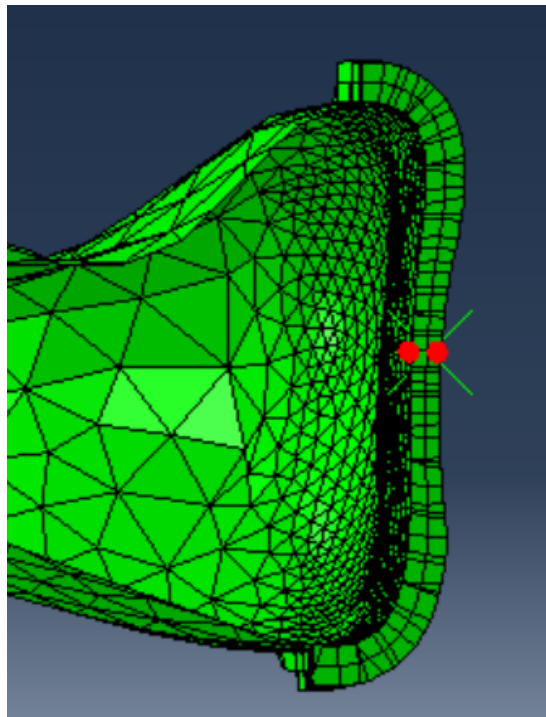


Figura 30 – Variação da espessura da cartilagem da glenoide.

O passo seguinte passou por verificar a distância entre nós em faces opostas na zona central da cartilagem (nós a vermelho nas faces interior e exterior) nos diferentes *frames* da

simulação até se encontrar um valor próximo de 1.14 mm. A melhor aproximação encontrada foi de 1.19 mm.

Finalmente, a criação do modelo terminou no *Abaqus* e passou então por importar o ficheiro de texto relativo ao modelo do úmero proveniente do *FEMAP* e, posteriormente, importar o ficheiro em formato *.odb que permite importar a versão deformada da omoplata, no *frame* desejado.

6.3 Posição relativa dos ossos

As duas estruturas ósseas e as respetivas cartilagens foram depois juntas num mesmo ficheiro, no *FEMAP*. Uma vez juntas, as estruturas apresentavam-se na mesma posição da Figura 31 - a posição em que o paciente se encontrava aquando do exame médico.

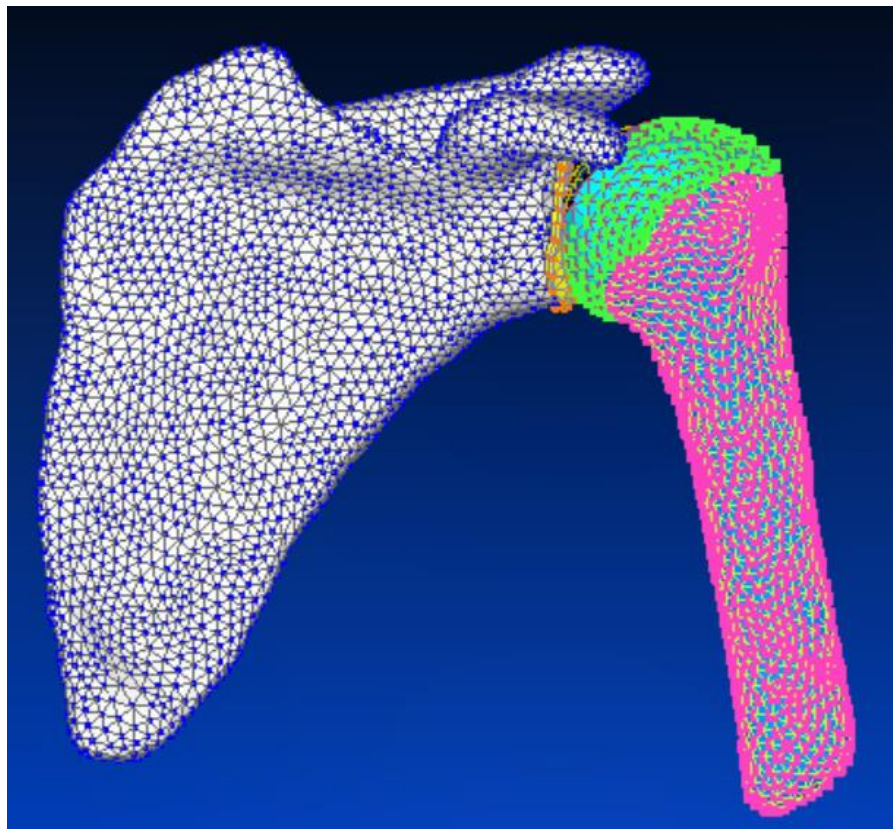


Figura 31 – Posição original dos ossos no software *FEMAP*.

Através do software *FEMAP*, os conjuntos do úmero e da omoplata foram inicialmente posicionados numa posição neutra (sem qualquer grau de abdução ou rotação), na qual a zona central da cabeça do úmero está em equilíbrio com a parte inferior da glenoide. Segundo Terrier et al [24], para zero graus de abdução, o contacto entre as superfícies dá-se perto da zona da borda inferior da glenoide. Esta posição foi o ponto de partida para as posições seguintes. Posteriormente, os corpos foram posicionados de acordo com as posições que se queriam avaliar na simulação no *abaqus*:

- Abdução 90° e rotação neutra do úmero;
- Abdução 45° e rotação neutra do úmero;
- Abdução 90° e rotação externa de 40° do úmero;
- Abdução 45° e rotação externa de 40° do úmero;
- Abdução 90° e rotação externa de 60° do úmero;
- Abdução 45° e rotação externa de 60° do úmero.

A Figura 32 evidencia a diferença entre a abdução a 45° e a 90° , enquanto a Figura 33 mostra as diferenças nos dois graus de rotação externa estudados, na posição de abdução de 90° .

Relativamente à abdução, os movimentos do braço foram realizados obedecendo a uma proporção de 2:1 da articulação glenoumeral e escapulotorácica - um standard também utilizado na literatura [17, 18]. Isto é, a abdução total de 90° do ombro corresponde à abdução de 30° da omoplata e à abdução de 60° da articulação glenoumeral e a abdução total de 45° corresponde a 15° de abdução da omoplata e 30° de abdução do úmero.

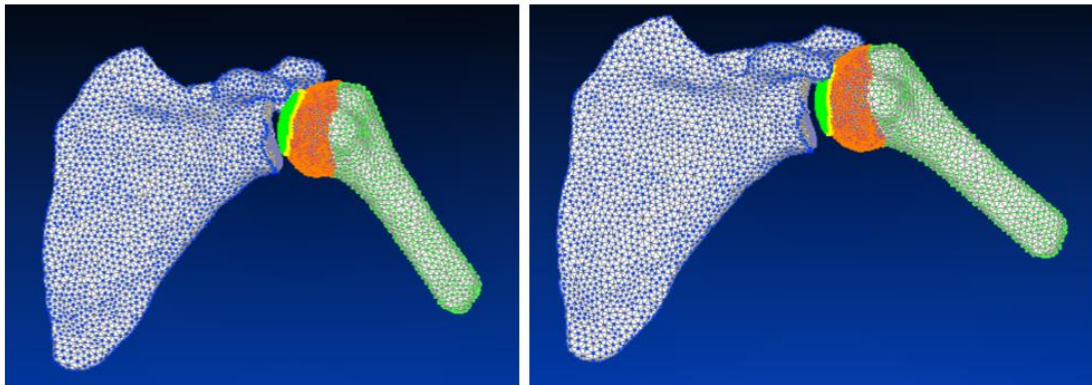


Figura 32 – Modelo na posição de abdução a 45° , à esquerda, e a 90° à direita.

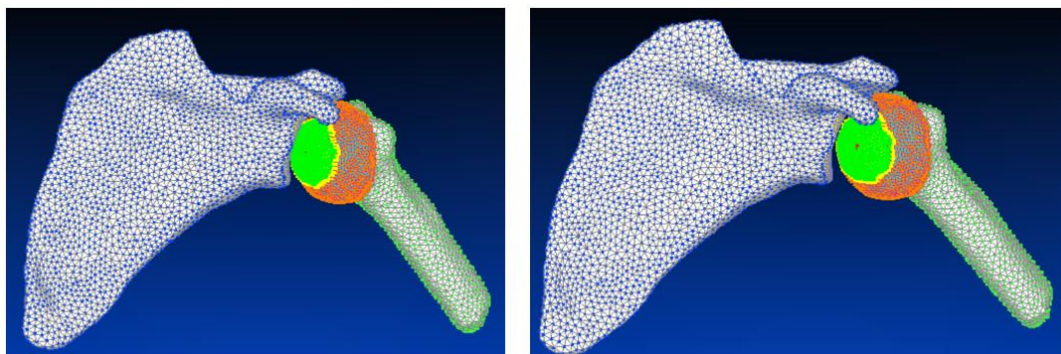


Figura 33 – Modelo na posição de abdução a 90° com rotação externa do úmero de 40° (à esquerda), e rotação externa do úmero de 60° (à direita).

A rotação externa do úmero foi conseguida através da colocação de um referencial com um dos eixos paralelos ao osso principal do úmero.

Também Kaar et al [17] utilizou nas suas simulações, considerando defeitos de Hill-Sachs de vários tamanhos diferentes, sempre a mesma posição do úmero relativamente à glenoide. Esta posição de referência foi definida como a posição na qual a cabeça do úmero assume a posição mais medial face a glenoide, ou seja, não seguiu uma grande exatidão.

6.4 Criação de defeitos

Com o intuito de estabelecer uma relação entre o tamanho da lesão e a instabilidade do ombro, foram analisados diferentes tamanhos de lesão, à semelhança do que já foi feito por vários autores [17-19].

Em modelos para o estudo da lesão de Hill-Sachs, os defeitos da cabeça do úmero têm sido criados de várias formas. Segundo Kaar et al [17], o ponto central dos defeitos está a 209° da borda anterior da cartilagem da cabeça do úmero, quando a cabeça do úmero é vista de cima.

Já no método utilizado por Welsh et al [19], os defeitos na cabeça do úmero foram implementados na zona do úmero próxima à glenoide, através do desenho de uma linha na cabeça do úmero, paralela à borda anterior da glenoide, enquanto todo o complexo do ombro se encontra na posição de apreensão. No modelo, esta posição é conseguida através da abdução de 30° da omoplata, da abdução glenoumeral de 60° do úmero e 60° de rotação externa.

Ora, para facilitar este passo da criação de defeitos, foram feitos cinco defeitos de tamanhos progressivamente maiores, como representado na Figura 34. A localização média dos defeitos foi escolhida com base no defeito apresentado pelo paciente – Figura 25.

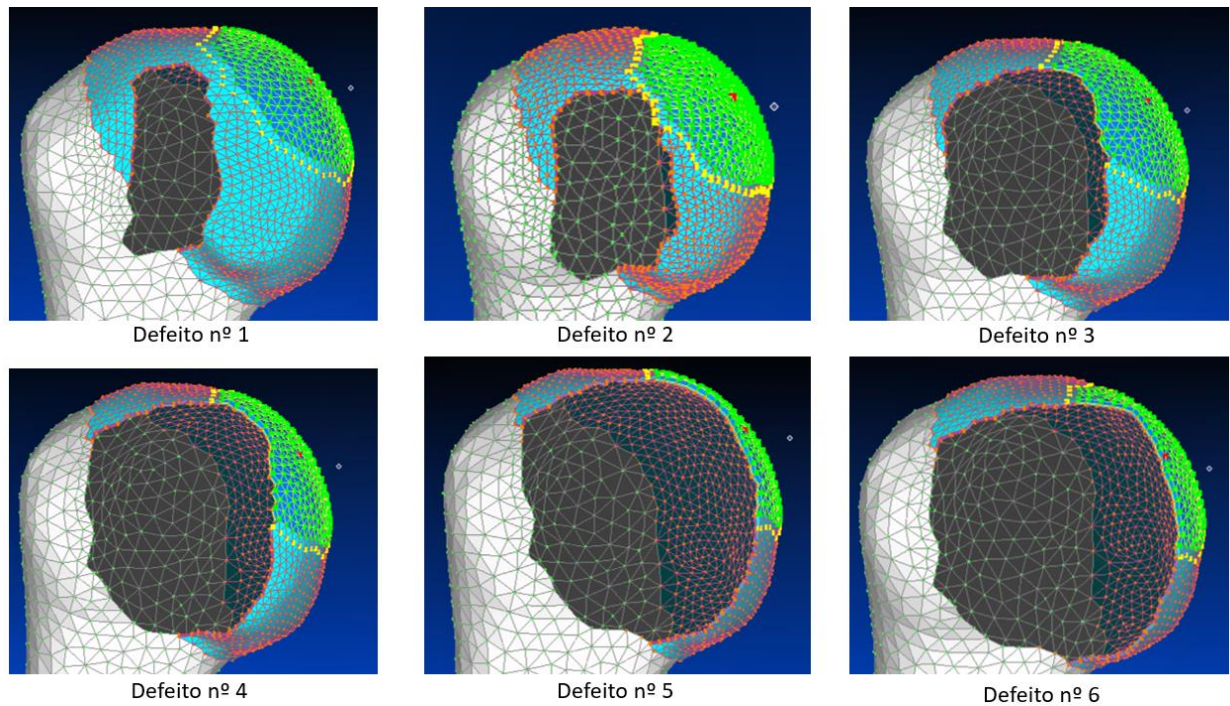


Figura 34 – Diferentes tamanhos do defeito de Hill-Sachs.

Estes defeitos apresentam uma localização muito semelhante àqueles mencionados anteriormente.

O defeito número 6 afeta exatamente o centro articular da cabeça do úmero.

A Tabela 3 apresenta as dimensões dos defeitos, medidas de forma aproximada no *FEMAP* através da medição da distância entre nós opostos do defeito na zona mais larga do defeito, como mostra a Figura 35.

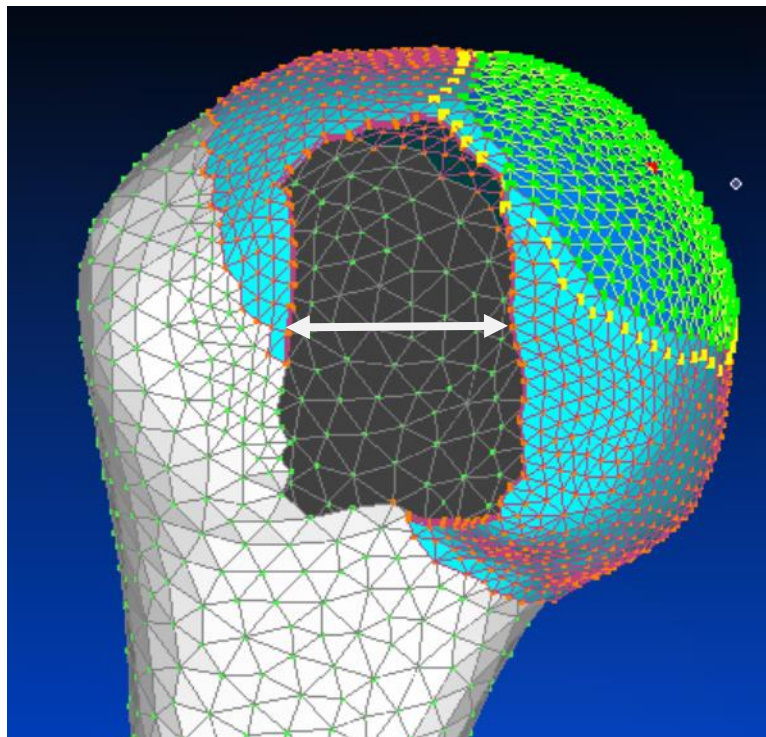


Figura 35 – Esquema de medição dos defeitos.

Tabela 3 – Dimensão aproximada dos defeitos do úmero considerados

	Dimensão dos defeitos [mm]
Defeito nº 1	11.44
Defeito nº 2	15.89
Defeito nº 3	22.78
Defeito nº 4	27.46
Defeito nº 5	32.40
Defeito nº 6	34.00

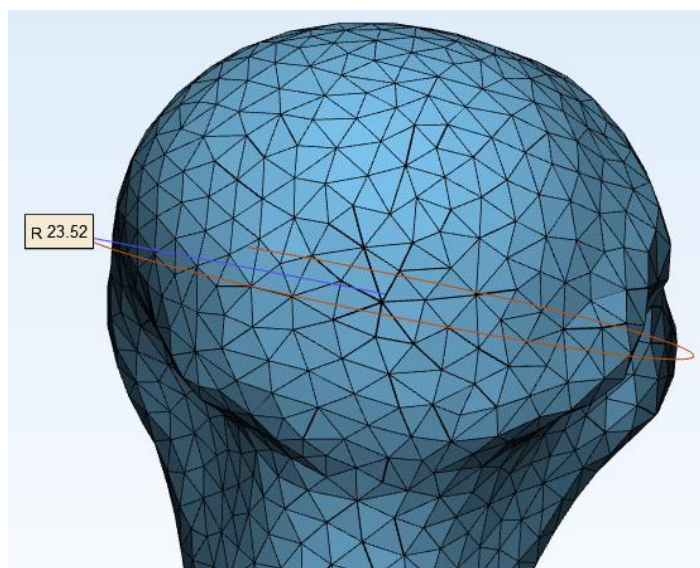


Figura 36 - Raio da cabeça do úmero medido no *3-Matic*.

Com o intuito de relacionar o tamanho dos defeitos com as dimensões da cabeça do úmero, o raio desta parte do osso foi determinado de forma aproximada no software *3-Matic*, como sugere a Figura 36. O raio determinado tem valor de 23.52 mm e, portanto, o diâmetro da cabeça do úmero é de 47.04 mm.

A Tabela 4 apresenta a percentagem da dimensão dos defeitos evidenciada na Tabela 3 em relação ao diâmetro da cabeça do úmero.

Tabela 4 – Dimensão dos defeitos (de acordo com a Tabela 3) relativamente ao diâmetro da cabeça do úmero

	Dimensão dos defeitos relativamente ao diâmetro da cabeça do úmero
Defeito nº 1	24.32%
Defeito nº 2	33.78%
Defeito nº 3	48.43%
Defeito nº 4	58.38%
Defeito nº 5	68.88%
Defeito nº 6	72.28%

7 Modelos em elementos finitos - *Abaqus*

O úmero e a omoplata, foram considerados corpos rígidos, já que a sua deformação é praticamente nula quando comparada com a deformação das cartilagens.

Tal como Walia et al [18], as cartilagens foram classificadas materiais hiperelásticos Neo-Hookean, com módulo de Young de 10 MPa e coeficiente de Poisson de 0.4. O cálculo das constantes C_{10} e D_1 apresenta-se a seguir:

$$C_{10} = \frac{E}{4(1 + \nu)} = \frac{10}{4 * (1 + 0.4)} \cong 1.786 \quad (8.1)$$

$$D_1 = \frac{6(1 - 2\nu)}{E} = \frac{6 * (1 - 2 * 0.4)}{10} = 0.12 \quad (8.2)$$

Os materiais elásticos são materiais lineares nos quais a tensão varia linearmente com a deformação. Nos materiais hiperelásticos tal não acontece e podem-se verificar grandes deformações. Nos modelos computacionais, os modelos de materiais hiperelásticos são normalmente utilizados quando existem grandes deformações. No modelo criado, as grandes deformações encontram-se ao nível das cartilagens, daí que estas tenham sido modeladas como materiais hiperelásticos.

O contacto das superfícies entre as cartilagens da glenoide e do úmero foi definido como um contacto sem fricção e com comportamento tangencial – Walia et al [18] afirmou que a caracterização do contacto sem fricção minimiza o trabalho computacional.

Os elementos pertencentes às duas cartilagens foram modificados para elementos 3D híbridos C3D8H.

Os elementos híbridos são tipicamente usados para materiais que se comportam como materiais incompressíveis (possuem coeficiente de Poisson de 0.5) ou próximo disso (coeficiente de Poisson superior a 0.475). Se um material é incompressível, o seu volume não pode variar quando sofre uma solicitação mecânica. Esta questão da compressibilidade está ligada à pressão. A pressão não pode ser obtida através dos deslocamentos dos nós, pelo que elementos regulares não são adequados para modelar materiais incompressíveis. Os elementos híbridos possuem mais um grau de liberdade que determina a pressão e, por isso, são uma boa escolha para modelar materiais incompressíveis ou próximos disso.

7.1 Fases das simulações

Por definição, as lesões de Hill-Sachs ocorrem quando a parte posterior do úmero choca contra a borda anterior da glenoide. Para que tal ocorra, é necessário que o úmero translate na direção anterior-inferior em relação à glenoide. Mesmo depois de já existir uma lesão de Hill-Sachs, poderá ocorrer uma subluxação nesta mesma direção. Por estes motivos, foi estudada a translação nesta direção.

A decisão de estudar a abdução, a rotação externa e a abdução horizontal está ligada ao facto destes movimentos estarem relacionados com a posição de apreensão (teste físico para detetar a presença de lesões na cabeça do úmero mencionado no Capítulo 3) [19].

Todas as simulações no software *Abaqus* se basearam em 4 passos: contacto, equilíbrio, carregamento e translação.

Resumidamente, promoveu-se de início o contacto entre as duas cartilagens para a simulação começar com a certeza de que as duas cartilagens estavam em contacto, depois aplicou-se uma força na cabeça do úmero para que esta se mantivesse junta à glenoide e, por fim, fez-se transladar a cabeça do úmero, enquanto se mantinha a força compressiva constante. Durante todos os passos da simulação, a omoplata foi considerada estática.

7.1.1 Contacto

Aproximaram-se os dois corpos para garantir contacto ao nível das cartilagens, através do deslocamento do úmero na direcção medial, impedindo o movimento e a rotação relativamente a outros eixos.

Para garantir o contacto foi escolhido um valor de deslocamento suficiente, mas não exagerado para facilitar a simulação.

Nas posições de abdução a 45° e a 90° estudadas sabe-se que o úmero ocupa uma posição central na glenoide. Portanto, depois de se estabelecer contacto foi verificada a pressão de contacto na cartilagem da glenoide, para certificar que a simulação correria com o úmero na posição correcta.

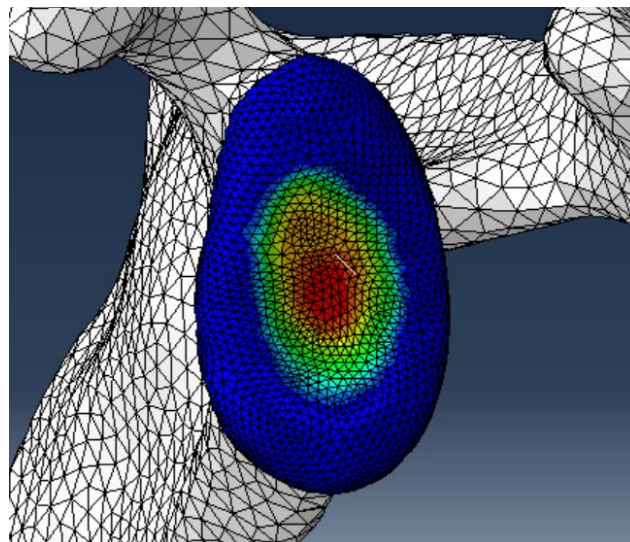


Figura 37 – Pressão de contacto na glenoide.

7.1.2 Equilíbrio

O contacto promovido originou uma força de reacção por parte da omoplata, que está fixa. Força de reacção essa que pode fazer com o que úmero se volte a afastar. Portanto, para contrariar este fenómeno, neste passo, é aplicada uma força na cabeça do úmero de sentido contrário à da força de reacção da omoplata, identificada como força máxima na Figura 38.

As forças de reacção foram analisadas, para os dois tipos de modelos, após ocorrer contacto entre as superfícies.

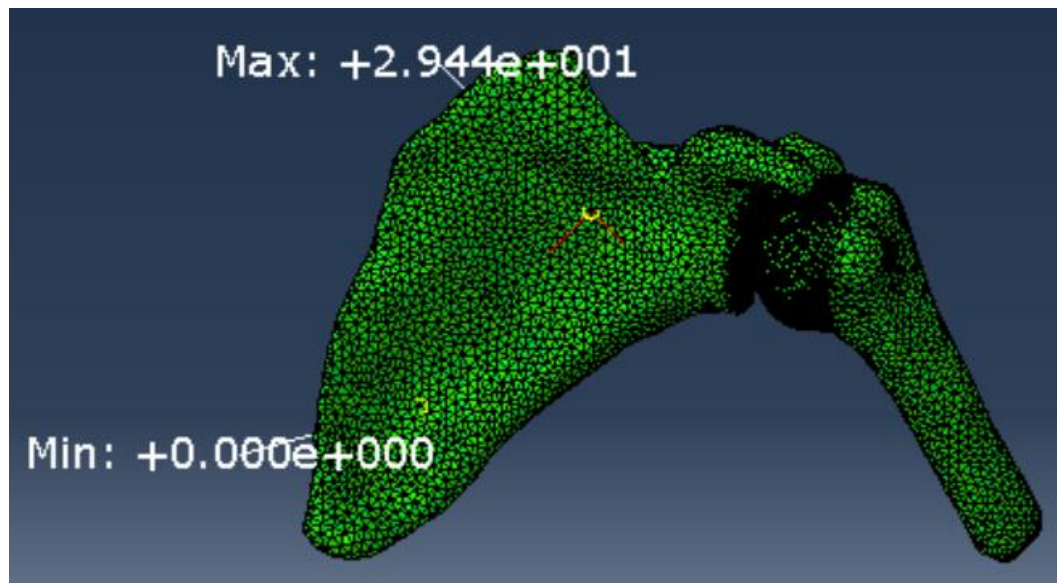


Figura 38 – Limites da força de reação no eixo perpendicular à glenoide, após a total aproximação do úmero.

7.1.3 Carregamento

O carregamento consiste na aplicação de uma carga de 50 N na cabeça do úmero no sentido da glenoide e na direção perpendicular a esta, por forma a garantir o contacto entre as duas cartilagens durante toda a simulação. Este passo da simulação foi utilizado por Kaar et al [17] e por Walia et al [18], porque este valor de carga pode ser considerado uma boa estimativa da força de contacto na articulação glenoumeral na altura da deslocação e, para além disso, foi demonstrado que este valor de carga não é suficiente para causar danos na cabeça do úmero aquando de uma luxação [17]. No fundo, esta força compressiva visa simular a ação dos tecidos moles estabilizadores do ombro.

Neste passo, todos os movimentos e rotações do conjunto úmero e respetiva carilagem foram restringidos, com excepção do movimento no eixo X (movimento lateral), perpendicular à superfície da glenoide.

7.1.4 Translação na direção anterior-inferior

Como já foi dito, a translação do úmero relativamente à glenoide depende do tipo de movimento do braço.

Durante todos os movimentos testados foi permitida a deslocação medial/lateral no eixo X - na realidade, o úmero desloca-se nesta direção para acompanhar a curvatura da glenoide e respetiva cartilagem. Para além disto, à medida que a translação decorria, continuava a ser aplicada a força de compressão.

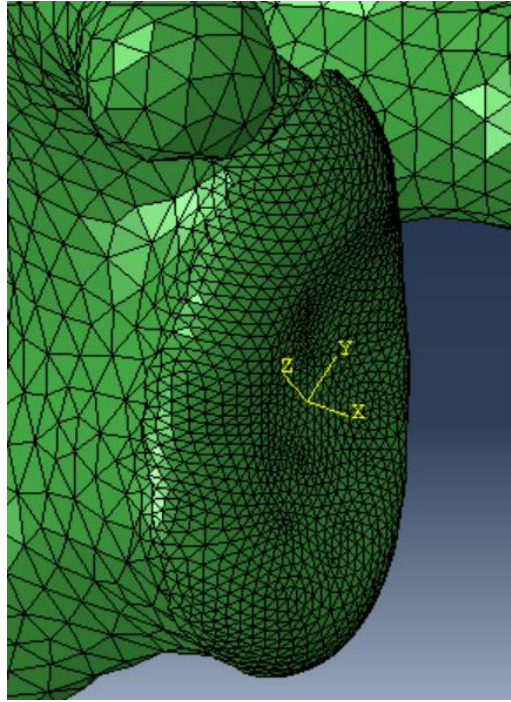


Figura 39 – Referencial utilizado para a simulação da translação na direção anterior-inferior.

Na translação na direção anterior-inferior foi impedida a rotação do conjunto do úmero nas três direções e também o deslocamento no eixo Z.

7.1.5 Abdução horizontal

Para estudar a abdução horizontal, o modelo utilizado para a translação anterior-inferior foi rodado 45° em X, para que agora a rotação segundo o eixo Z seja o movimento de abdução horizontal (ver Figura 40).

Nesta translação, apenas se impediu a rotação do úmero nos eixos X e Y e o deslocamento em Z.

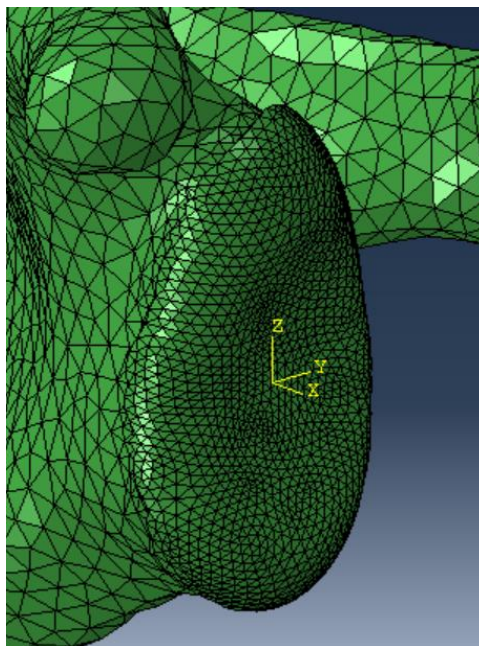


Figura 40 – Referencial utilizado para a simulação do movimento de abdução horizontal.

8 Análise de resultados

A criação de defeitos consistiu em eliminar alguns elementos nos locais dos defeitos de diferentes tamanhos, pelo que a profundidade do defeito não poderia afetar os resultados do presente estudo. Por este motivo, a simulação deixa de correr quando o contacto se aproxima da zona do defeito devido à ausência de elementos.

8.1 Translação na direção anterior-posterior, a 90° e a 45° de abdução

Deslocação medial/lateral

A deslocação medial/lateral, isto é, ao longo do eixo X (ver Figura 39) foi registada em todas as simulações que trataram a translação anterior-posterior. Durante grande parte da simulação, esta deslocação é devida à curvatura da glenoide, mas o seu registo tem como objetivo controlar a que ponto ocorre a subluxação ou deslocação.

Ponto de deslocação

Um dos principais objetivos deste estudo foi determinar a distância de deslocação, isto é, a distância percorrida (na direção anterior-inferior) pelo ponto de referência desde o ponto inicial da translação até ao ponto de deslocação. Este é o ponto de inflexão na curva de deslocação medial/lateral.

Através dos dados obtidos na simulação, relativos apenas ao passo da translação, foi possível a construção de gráficos no software *Matlab*, no qual a distância percorrida pelo úmero na direção medial/lateral está representado no eixo das ordenadas e a distância de translação na direção anterior-inferior está representada no eixo das abcissas (Figura 41). Neste software calculou-se ainda as coordenadas do ponto de inflexão da curva do gráfico.

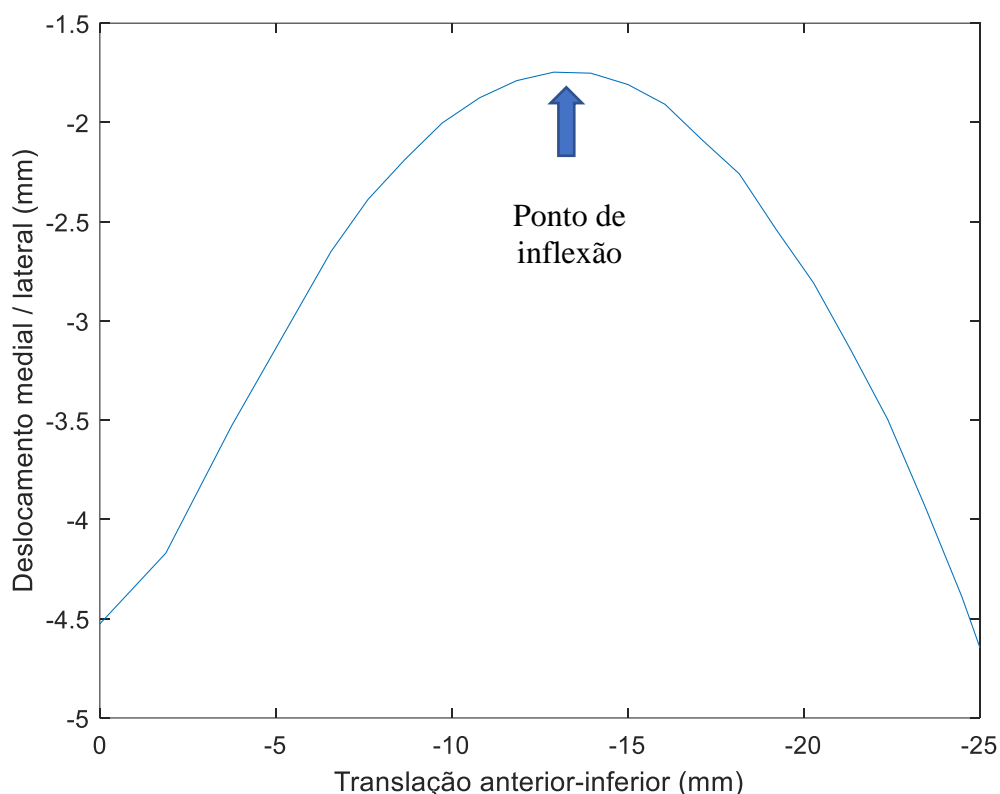


Figura 41 – Deslocamento medial/lateral do úmero e ponto de deslocação durante a translação do úmero, sem qualquer defeito, na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação neutra do úmero.

Portanto, a distância de deslocação é a abcissa do ponto de inflexão, relativamente ao gráfico obtido. Do ponto de vista prático, é a distância que o úmero precisa percorrer na direção anterior-inferior para encaixar na borda inferior da glenoide.

8.1.1 Rotação neutra do úmero

A Tabela 5 mostra a distância de deslocação obtida para o úmero saudável e para os diferentes defeitos considerados, para as posições de abdução de 90° e 45° de abdução, sem qualquer rotação do úmero.

Tabela 5 – Distância de deslocação na direção anterior-inferior, com rotação neutra do úmero

	Distância de deslocação (em módulo) [mm]	
	90° de abdução	45° de abdução
Sem defeito	12.8906 (100%)	12.8906 (100%)
Defeito nº1	12.8906	12.8906
Defeito nº2	12.8906	12.8906
Defeito nº3	12.8906	12.8906
Defeito nº4	12.8906	12.8906
Defeito nº 5	11.8120 (91.63%)	12.8906
Defeito nº 6	10.9059 (84.60%)	12.3303 (95.65%)

A Tabela 5 demonstra que, para os 90° de abdução, a distância para a deslocação na direção anterior-inferior diminuiu 8.37% para o defeito número 5 e 15.40% para o defeito número 6. Para os 45° de abdução, a distância de deslocação diminuiu 4.35% apenas para o defeito número 6.

Tal como se previa esta distância de deslocação altera-se sobretudo quando os defeitos afetam a zona central do úmero, aquela que realmente entra em contacto com a glenoide no movimento de abdução, sem qualquer rotação.

Para além disto, é possível verificar que, a partir do defeito número 5, a distância de deslocação diminuiu mais rapidamente na posição de 90° de abdução. Deste facto, conclui-se que o ombro é mais instável para ângulos de abdução superiores.

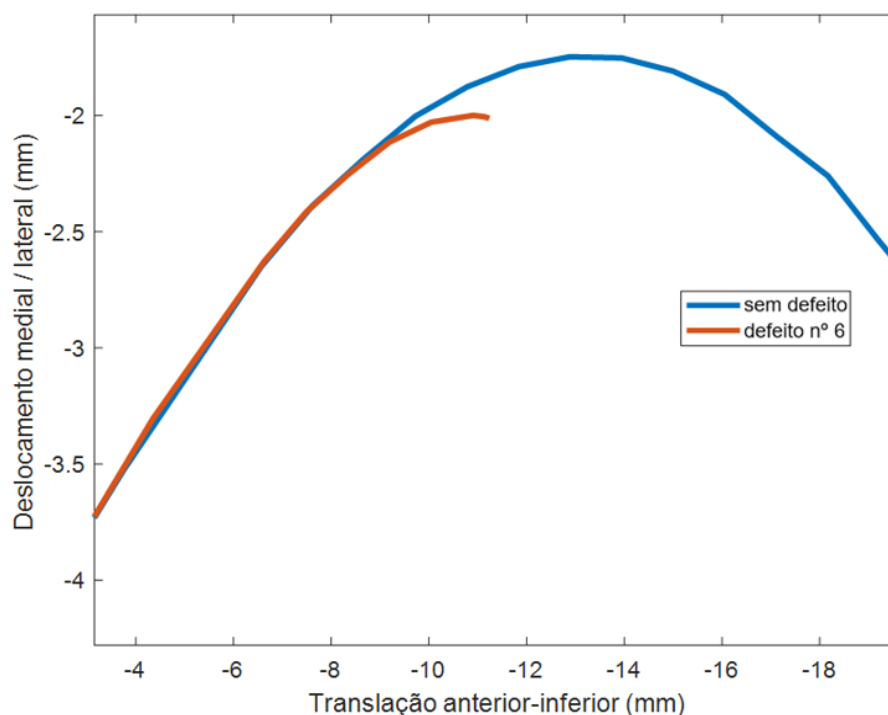


Figura 42 – Deslocamento medial/lateral do úmero durante a translação do úmero, na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação neutra do úmero, para o caso sem defeito e para o defeito nº 6.

Nos casos em que realmente se verifica uma diminuição da distância de deslocação, esses valores de deslocamento do úmero só seriam atingidos por uma força externa, pois por norma as translações do úmero nas direções anterior e inferior não atingem tais valores, como foi visto no Capítulo 4.

Perante esta análise, conclui-se que a o encaixe é mais provável de ocorrer para os 90° de abdução do que para os 45°.

8.1.2 Rotação externa de 40° do úmero

Os defeitos número 5 e 6 não foram incluídos nesta simulação porque nesta disposição as simulações já não correram até ser possível a determinação do ponto de deslocação.

Tabela 6 – Distância de deslocação na direção anterior-inferior, com rotação externa de 40° do úmero

	Distância de deslocação (em módulo) [mm]	
	90° de abdução	45° de abdução
Sem defeito	13.5156 (100%)	13.9771 (100%)
Defeito nº1	12.8125 (94.80%)	13.5156 (96.70%)
Defeito nº2	14.5703 (107.80%)	13.5156 (96.70%)
Defeito nº3	5.1345 (37.99%)	8.0005 (57.24%)
Defeito nº4	2.8843 (21.34%)	4.2042 (30.08%)

Tal como se percebe pela Tabela 6, as distâncias de deslocação variaram muito mais de defeito para defeito quando o úmero apresentava uma rotação externa de 40° comparativamente com as distâncias de deslocação obtidas para o úmero com rotação neutra. Kaar et al [17] também verificou uma diminuição significativa da distância de deslocação para o úmero com uma rotação externa de 40° comparativamente com a rotação neutra e com o mesmo grau de rotação interna.

A 95° graus de abdução, verificou-se um aumento de 7.8% da distância de deslocação para o defeito número 2 relativamente à distância de deslocação normal para o úmero normal. Este resultado não faz sentido e a sua interpretação revela que poderá ter sido um erro na simulação aquando do ajuste do úmero durante o passo da translação.

Isto demonstra que o movimento de rotação externa, a par da abdução, é o movimento mais propício ao encaixe do defeito na glenoide.

A Tabela 6 demonstra ainda que se verifica uma diminuição considerável da distância de deslocação para o defeito número 3 e o defeito número 4, para os dois graus de abdução considerados.

Ao contrário do que passou na análise da distância de deslocação sem rotação do úmero, os valores da distância de deslocação, com o úmero rodado externamente de 40° (em particular, a distância de deslocação do defeito número 4) são muito próximos de valores de translação nas direções anterior e inferior verificados nos estudos mencionados no Capítulo 4.

Através da Tabela 1 do Capítulo 4 foi feito o cálculo da distância percorrida pelo úmero na direção anterior-inferior no movimento de abdução e rotação externa do úmero, obtendo-se os valores de 2.69 mm e 2.61 mm para os indivíduos 1 e 2, respetivamente. Ora, estes valores são muito próximos dos valores da distância de deslocação do defeito número 4, para a abdução a 90°.

A Tabela 7 apresenta a translação do úmero, nas várias direções, para diferentes atividades diárias e também desportivas, medidas em dois indivíduos.

Tabela 7 – Translações máximas medidas em todas as direções durante atividades diárias e desportivas para dois participantes [adaptado de 25]

		P1				P2			
		Anterior	Posterior	Upward	Downward	Anterior	Posterior	Upward	Downward
Activities of daily living	Reach front pocket	2.1	-0.3	2.1	-0.4	2.7	-0.2	2.3	-0.9
	Reach back pocket	2.5	-0.1	2.8	-0.7	5.0	0.4	2.6	-2.3
	Reach back	1.5	-0.6	2.4	-2.3	6.2	-0.4	2.3	-5.1
	Hair combing	1.8	-1.1	4.8	-0.5	2.2	-1.2	4.3	-1.4
	Eat	1.4	-0.7	1.9	-1.0	1.9	-1.9	1.9	-1.0
Sports activities	Reach axilla	3.7	-0.7	1.3	-1.3	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
	Tennis forehand	2.5	-0.3	2.8	-0.6	2.5	-0.3	2.8	-0.6
	Tennis backhand	2.3	-0.1	2.3	-0.7	2.3	-0.1	2.3	-0.7
	Ball throwing	2.1	-1.4	3.6	-1.2	3.0	-2.9	5.4	-3.3
	Punching	3.0	-0.2	2.8	-0.3	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
	Hockey shooting	2.4	-0.9	5.0	-0.8	4.7	-0.1	4.3	-0.5

Através da Tabela 7 foi construída a Tabela 8 que apresenta a translação máxima do úmero na direção anterior-inferior, para o indivíduo 1.

Tabela 8 – Translação máxima do úmero na direção anterior-inferior durante atividades diárias e desportivas

Translação máxima na direção anterior-inferior [mm]	
Aceder ao bolso da frente	2.14
Aceder ao bolso de trás	2.60
Alcançar as costas	2.75
Pentear o cabelo	1.87
Comer	1.72
Alcançar a axila	3.92
Movimento de direita do ténis	2.57
Movimento de esquerda do ténis	2.40
Atirar uma bola	2.42
Soco	3.01
Hóquei	2.53

A Tabela 8 demonstra que os valores de translação são muito semelhantes e, alguns casos, até superiores à distância de deslocação do defeito número 4, para os 90° de abdução (ver Tabela 6).

Pode-se, portanto, afirmar que defeitos com dimensão aproximadamente igual ou maior que a dimensão do defeito número 4, tornam o ombro extremamente instável e o risco de subluxação é enorme.

8.2 Rácio de estabilidade

Têm sido utilizados vários métodos para avaliar a estabilidade da articulação glenoumeral, entre eles: avaliar a média da área de contacto entre a cabeça do úmero e a glenoide, calcular o ponto de contacto na glenoide e calcular o rácio de estabilidade através da razão entre a força de corte e a força de compressão [8].

De acordo com o modelo obtido e à semelhança do que foi feito por Walia et al [18], optou-se por fazer um estudo do rácio de estabilidade. Ele pode ser definido como a razão entre a força de corte e a força de compressão, que atuam na superfície da glenoide:

$$\text{Rácio de estabilidade} = \frac{\text{força de corte}}{\text{força de compressão}} \quad (8.3)$$

Ora, a força de compressão tem o valor de 50N. A força de corte é a força necessária para transladar a cabeça do úmero na direção anterior-inferior até que ocorra encaixe ou subluxação.

À semelhança do que foi feito anteriormente para a determinação do ponto de deslocação, também foi construído um gráfico que regista a evolução da força de reação ao longo da direção anterior-inferior com o deslocamento medial/lateral – ver Figura 43.

O rácio de estabilidade foi calculado na posição de abdução (a 45° e a 90°) com rotação neutra do úmero e com rotação externa de 40°.

8.2.1 Rotação neutra do úmero

Para este caso, e tal como já tinha sido confirmado por Walia et al [18], o rácio de estabilidade não apresentou diferenças significativas na presença de lesões de Hill-Sachs. Para uma articulação glenoumeral saudável, o estudo mencionando chegou ao rácio de 43% e 44% para os ângulos de abdução de 90° e 45°, respetivamente.

Segundo Veeger et al [2], a razão entre a força de corte e a força compressiva varia entre 0.3 na direção anterior e 0.6 na direção inferior, para o braço na posição neutra.

Os valores obtidos neste estudo foram de 37.30% e 34.11%, para a abdução a 90° e 45°, respetivamente - valores próximos dos obtidos por Walia et al [18] e dentro do intervalo de valores anteriormente mencionado, o que de um certo modo permite validar o modelo e a abordagem do rácio de estabilidade para o modelo desenvolvido.

8.2.2 Rotação externa do úmero de 40°

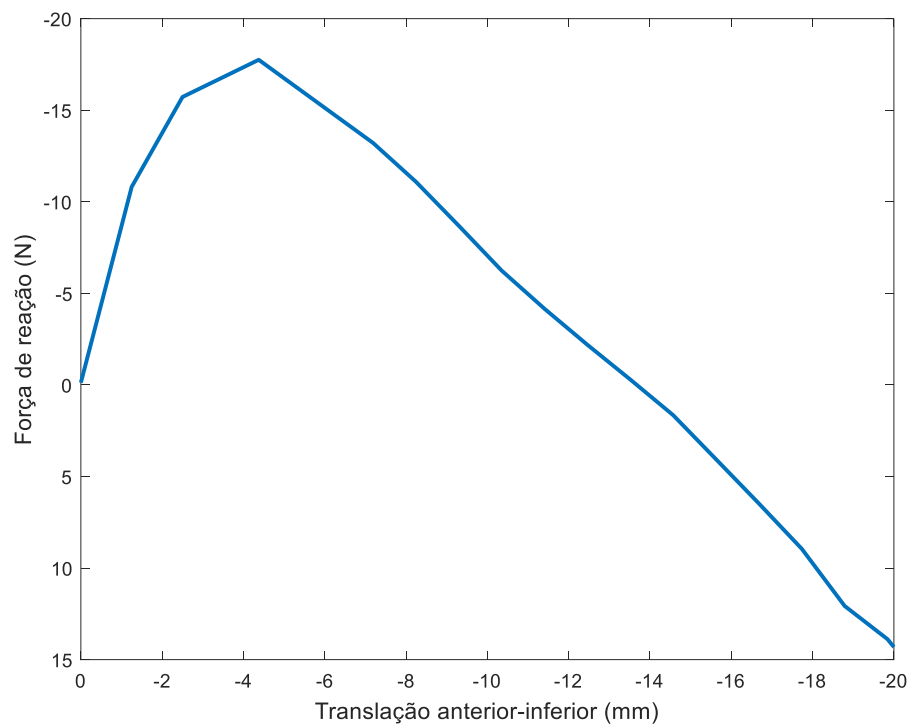


Figura 43 – Força de reação a atuar no úmero durante a sua translação, sem qualquer defeito, na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação externa de 40° do úmero.

O valor máximo da força de reação foi retirado através de uma função no *Matlab*. A Tabela 9 apresenta esses valores máximos de força de reação para o úmero saudável e para os diferentes defeitos.

Novamente, os defeitos número 5 e 6 não foram incluídos nesta simulação porque nesta disposição as simulações já não correram até ser possível a determinação do ponto de deslocação.

Tabela 9 – Valores máximos da força de reação, na direção anterior-posterior, para o caso de rotação externa de 40° do úmero

	Força de reação máxima (em módulo) [N]	
	90° de abdução	45° de abdução
Sem defeito	17.7531	18.8238
Defeito nº1	17.4551	18.9405
Defeito nº2	19.8206	18.9414
Defeito nº3	17.3903	18.7423
Defeito nº4	16.0240	17.0494

Este valor entra na equação do rácio de estabilidade como numerador. Posto isto, os rácios de estabilidade para o úmero saudável e para os diferentes defeitos encontram-se na Tabela 10.

Tabela 10 – Valores do rácio de estabilidade para o úmero com rotação externa de 40°

	Rácio de estabilidade	
	90° de abdução	45° de abdução
Sem defeito	35.51%	37.65%
Defeito nº1	34.91%	37.88%
Defeito nº2	39.64%	37.88%
Defeito nº3	34.78%	37.48%
Defeito nº4	32.05%	34.10%

Mais uma vez, o rácio de estabilidade vem comprovar que o ombro é mais instável para maiores graus de abdução – mesmo no caso em que o úmero não tem defeito, o rácio de estabilidade é maior na abdução a 45°.

Desde o ombro saudável até ao defeito número 4, verificou-se uma diminuição do rácio de estabilidade de 3.46%, no caso dos 90° de abdução, e de 3.55%, para os 45° de abdução.

O gráfico da Figura 44 evidencia a distância entre os picos da força de reação para o ombro saudável e para um ombro com defeito número 4.

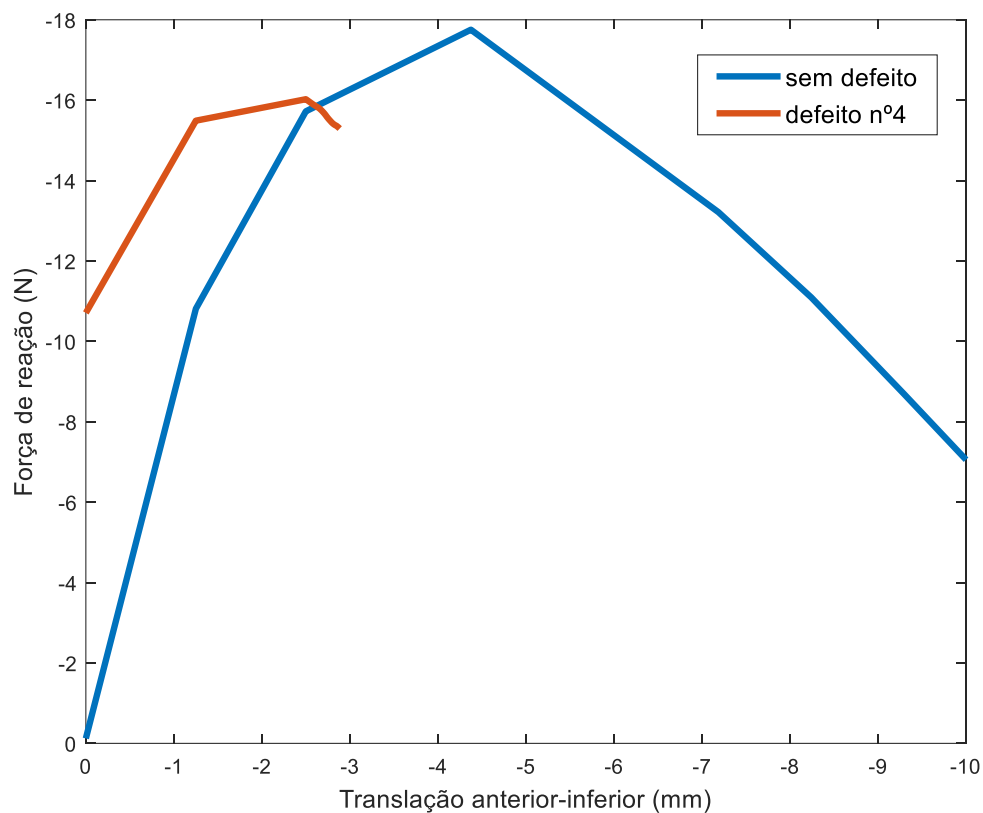


Figura 44 – Força de reação a atuar no úmero durante a sua translação na direção anterior-inferior. Dados da simulação a 90° de abdução com rotação externa de 40° do úmero, para o ombro sem defeito e com o defeito nº

Walia et al [18] também estudou a translação anterior-inferior e a força de reação no movimento de abdução a 90° e a 45°, obtendo gráficos do género do gráfico da Figura 45.

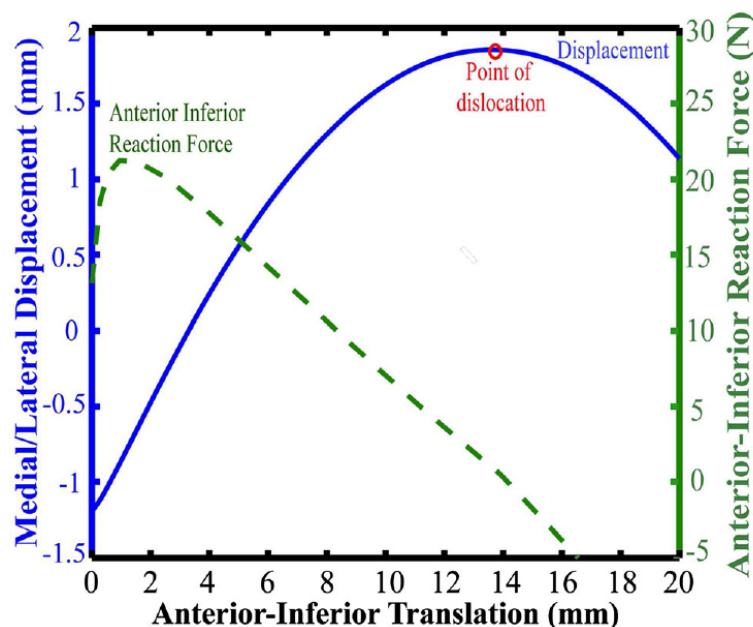


Figura 45 – Deslocamento medial/lateral do úmero, ponto de deslocamento e força de reação antero-inferior que atua na cabeça do úmero durante a translação a sua translação na direção antero-inferior [18].

A semelhança das Figuras 41 e 43 com a Figura 45, permite concluir que a evolução da translação e da força de reação na direção anterior-inferior é igual neste estudo e no estudo de Walia et al [18].

8.3 Abdução horizontal

8.3.1 Rotação neutra do umero

Para analisar a influência do movimento de abdução horizontal na estabilidade do ombro com lesão de Hill-Sachs, a simulação correu a partir da rotação exterior neutra do úmero.

Ao contrário do que foi feito anteriormente, com esta análise não se pretendeu saber quando ocorre encaixe do defeito do úmero com a glenoide, mas sim saber até que ângulo de abdução horizontal a simulação correu, para cada defeito.

Tal como já foi dito, devido à falta de elementos, a simulação para assim que o início do defeito contacta com a superfície da cartilagem da glenoide, como é possível ver na Figura 46. Na verdade, estamos a prever o ângulo de abdução horizontal no qual a aresta do defeito contacta com a glenoide e, na prática, esta situação é por si só instável, porque a área de contacto entre a cabeça do úmero e a glenoide diminui. Isto é, nesta situação seria necessária uma força exterior menor para provocar encaixe do que aquela necessária para provocar uma luxação num ombro normal.

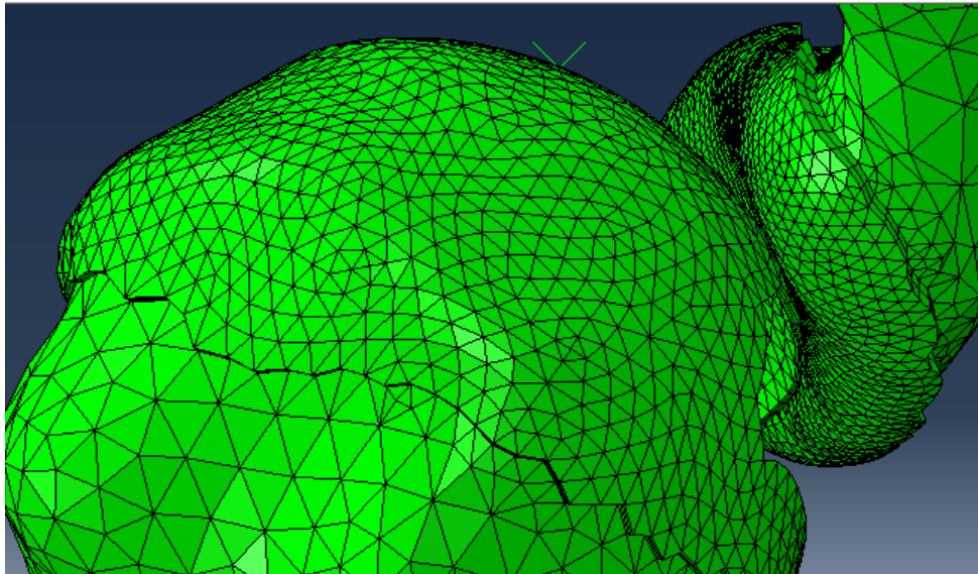


Figura 46 – Paragem da simulação quando o contacto entra o defeito.

Notar que o defeito número 6 não foi analisado devido a dificuldades na simulação causadas pela falta de elementos.

Tabela 11 – Ângulo crítico de abdução horizontal para o úmero com rotação neutra

	Ângulo crítico de abdução horizontal [em graus]	
	90° de abdução	45° de abdução
Defeito nº1	53.38°	53.60°
Defeito nº2	41.01°	44.25°
Defeito nº3	31.88°	31.29°
Defeito nº4	20.17°	26.85°
Defeito nº 5	9.52°	11.96°

Mais uma vez, a abdução a 45° é mais estável e menos propícia a deslocação do ombro. Para ambos os graus de abdução verificou-se uma diminuição progressiva do ângulo crítico à medida que o tamanho do defeito aumenta.

8.3.2 Rotação externa do úmero

Neste ponto, só foi avaliado o defeito número 1 do úmero, com rotação exterior de 40° e 60°. As simulações dos modelos com os outros defeitos não correram devido à falta de elementos no contacto.

Para uma **rotação externa de 40°** do úmero verificou-se que, para os 90° de abdução, há uma abdução horizontal de 19.49° e, para os 45° de abdução, a abdução horizontal é de 18.54°.

Para uma **rotação externa de 60°** do úmero, a simulações feita demonstrou que, para os 90° de abdução, existe uma abdução horizontal de 6.28°. Para os 45° de abdução, não foi possível correr a simulação, por motivos já explicados.

Desta análise, conclui-se que o movimento de abdução horizontal é mais crítico quando o braço está na posição de abdução a 45°. Isto é, nesta posição, é preciso um ângulo menor de abdução horizontal para que o defeito de Hill-Sachs contacte com a superfície da glenoide.

9 Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

Este estudo permitiu confirmar que, quando combinados, os movimentos de abdução, rotação externa e abdução horizontal são os mais propícios a levar ao encaixe entre o defeito do úmero e a borda da glenoide. Para além disto, também se confirmou que, para os movimentos de abdução e rotação externa, a probabilidade de encaixe aumenta com o aumento do grau de abdução. O mesmo não acontece no movimento de abdução horizontal.

Do ponto de vista prático, estas conclusões podem ser encaradas como uma informação valiosa a dar aos pacientes que têm lesão de Hill-Sachs e estão à espera de tratamento: evitar graus de abdução elevados com rotação externa.

Relativamente ao tamanho dos defeitos, foi verificado que defeitos com dimensão próxima à dimensão do defeito número 4, isto é, defeitos cujo tamanho é cerca de 58.38% do diâmetro da cabeça do úmero, causam grande instabilidade no ombro e provavelmente causariam luxações recorrentes no ombro, mesmo em movimentos e ações simples por parte do paciente.

O foco deste estudo foi sobretudo a influência do tamanho da lesão de Hill-Sachs na estabilidade do ombro e em que medida esta característica pode determinar o tipo de tratamento a realizar pelo médico. Relativamente a este tipo de lesões não se estudou o impacto da sua profundidade na estabilidade do ombro. Como já foi mencionado no Capítulo 3, estas lesões resultam das luxações anteriores nas quais se verifica o impacto da cabeça do úmero contra a borda inferior da glenoide e uma das suas principais causas é a queda. Mediante a violência da queda, é normal que os defeitos passem apresentar diferentes profundidades. Portanto, seria interessante verificar se um defeito menos profundo implicaria um ombro mais estável, até porque a profundidade do defeito é facilmente perceptível através dos exames médicos. Para além disto, a maior parte dos defeitos considerados na literatura não tiveram em conta a sua forma de cavidade.

Segundo Walia et al [18], as lesões da cabeça do úmero existem muitas vezes em simultâneo com as lesões da glenoide e ainda não é bem conhecida a influência que os dois tipos de lesão têm, quando existem em conjunto, na estabilidade da articulação glenoumeral. Posto isto, seria interessante estudar esta questão para perceber se a distância de deslocação iria sofrer grandes alterações e interpretar os resultados por forma a indicar o tratamento mais adequado.

Como foi explicado, as translações do úmero são um factor importante para avaliar a estabilidade do ombro. Durante o Capítulo 4 esta questão da translação foi abordada, mas apenas para ombros saudáveis. Muitas lesões do ombro, incluindo as luxações, levam a uma alteração dos músculos e ligamentos responsáveis pela estabilização glenoumeral, isto é, responsáveis por manter o úmero junto à cavidade da glenoide. Estudos reportaram cerca de 2 mm de translação excessiva durante o movimento de abdução do braço, em pacientes com lesões ao nível da coifa dos rotadores [27]. Então, mediante uma alteração dos ligamentos ou músculos e consequente aumento da translação do úmero relativamente à glenoide, a probabilidade de um defeito de Hill-Sachs encaixar na borda inferior da glenoide poderá aumentar. Sendo assim, seria interessante estudar a variação da translação do úmero para certas lesões.

Referências

- [1] Duane Knudson. 2007. *Fundamentals of Biomechanics*. 2ª edição. Springer.
- [2] H. E. J. Veeger e F. C. T. Van der Helm. 13 de outubro de 2006. “Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability”. *Journal of Biomechanics* 40 (2007): 2119-2129. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.016.
- [3] Roberto Lugo, Peter Kung, C. Benjamin Ma. 19 de fevereiro de 2008. “Shoulder biomechanics”. *European Journal of Radiology* 68 (2008): 16-24. doi: 10.1016/j.ejrad.2008.02.051.
- [4] Oliver Jones. 2017. “Anatomical terms of location”. Acedido a 3 de abril de 2018. <http://teachmeanatomy.info/the-basics/anatomical-terminology/terms-of-location/>.
- [5] Johannes W. Rohen, Chihiro Yokochi e Elke Lutjen-Drecoll. 2011. *Color Atlas of Anatomy: A Photographic Study of the Human Body*. 7ª edição. Estugarda, Alemanha: Schattauer.
- [6] Frank Gaillard e Craig Hacking. 2018. “Anatomic position”. Acedido a 3 de abril de 2018. <https://radiopaedia.org/articles/anatomic-position>.
- [7] C. Quental, J. Folgado, J. Ambrósio e J. Monteiro. 8 de junho de 2016. “A new shoulder model with a biologically inspired glenohumeral joint”. *Medical Engineering and Physics* 38 (2016): 969-977. <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.06.012>
- [8] Manxu Zheng, Zhenmin Zou, Paulo Jorge da Silva Bartolo, Chris Peach e Lei Ren. 1 de fevereiro de 2016. “Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques”. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* (2017): e02777. doi:10.1002/cnm.2777.
- [9] Giovanni Di Giacomo, Nicole Pouliart, Alberto Costantini e Andrea De Vita. 2008. *Atlas of Functional Shoulder Anatomy*. Itália.
- [10] Frank H. Netter. 2014. *Atlas of Human Anatomy*. 6ª edição. Filadélfia: Saunders.
- [11] American Council on Exercise. 2017. “Muscles that move the arm”. Acedido a 5 de abril de 2018. <https://www.acefitness.org/fitness-certifications/resource-center/exam-preparation-blog/3535/muscles-that-move-the-arm>.
- [12] Arménio Neves Correia. 2011. “Estudo da Biomecânica do Ombro”. MS, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Acedido a 15 de Março de 2018. <http://hdl.handle.net/10216/61327>.
- [13] Dr. Rui Claro. 2015. “Luxação Recidivante do Ombro”. Acedido a 2 de maio de 2018. <http://www.ruiclaro.com/luxacao-recidivante-do-ombro/>.
- [14] Houston Methodist. 2018. “Shoulder Dislocations”. Acedido a 4 de maio de 2018. <http://www.houstonmethodist.org/orthopedics/where-does-it-hurt/shoulder/shoulder-dislocations/>.

- [15] Henry Knipe e Alexandra Stanislavsky. 2018. “Anterior shoulder dislocation”. Acedido a 2 de maio de 2018. <https://radiopaedia.org/articles/anterior-shoulder-dislocation>.
- [16] CUF. 2017. “Luxação do ombro”. Acedido a 25 de março de 2018. <https://www.saudecuf.pt/desporto/lesoes/lesoes-do-ombro/luxacao-do-ombro>.
- [17] Scott G. Kaar, Stephen D. Fening, Morgan H. Jones, Robb W. Colbrunn e Anthony Miniaci. 2010. “Effect of Humeral Head Defect Size on Glenohumeral Stability”. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 38, No. 3. doi:10.1177/0363546509350295.
- [18] Piyush Walia, Anthony Miniaci, Morgan H. Jones e Stephen D. Fening. 2012. “Theoretical Model of the Effect of Combined Glenohumeral Bone Defects on Anterior Shoulder Instability: A Finite Element Approach”. Wiley Online Library. doi:10.1002/jor.22267.
- [19] Mark F. Welsh, Ryan T. Willing, Joshua W. Giles e George S. Athwal. 2 de novembro de 2015. “A rigid body model for the assessment of glenohumeral joint mechanics: Influence of osseous defects on range of motion and dislocation”. Journal of Biomechanics 49 (2016): 514–519. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.001>.
- [20] Jake A. Fox, Anthony Sanchez, Tyler J. Zajac e Matthew T. Provencher. 3 de novembro de 2017. “Understanding the Hill-Sachs Lesion in Its Role in Patients with Recurrent Anterior Shoulder Instability”. Curr Rev Musculoskelet Med. 2017 Dec; 10(4): 469–479. doi:10.1007/s12178-017-9437-0.
- [21] Maxime St-Aman e Frank Gaillard. 2018. “Hill-Sachs lesion”. Acedido a 2 de maio de 2018. <https://radiopaedia.org/articles/hill-sachs-lesion>.
- [22] Heiko Graichen, Tobias Stammberger, Harald Bonel, Karl-Hans Englmeier, Maximilian Reiser e Felix Eckstein. 28 de agosto de 1999. “Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study”. Journal of Biomechanics 33 (2000) 609-613. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00209-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00209-2).
- [23] Jon Warner, Mark Bowen, Xiang-hua Deng, Jo Hannafin, Stephen Arnoczky e Russel Warren. 1998. “Articular contact patterns of the normal glenohumeral joint”. Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(98\)90027-1](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(98)90027-1).
- [24] Alexandre Terrier, Adrian Reist, Arne Vogel e Alain Farron. 26 de janeiro de 2007. “Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction”. Clinical Biomechanics 22 (2007): 645–651. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.01.015.
- [25] Fabien Dal Maso, Maxime Raisonb, Arne Lundberg, Anton Arndt, Paul Allarda e Mickaël Begon. 23 de junho de 2015. “Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants”. Clinical Biomechanics. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.016>.
- [26] Andrew J. Brown, Richard E. Debski, Carrie A. Voycheck, e Patrick J. McMahon. 10 de dezembro de 2013. “Effects of External Rotation on Anteroposterior Translations in the Shoulder: A Pilot Study”. Clin Orthop Relat Res. 2014 Aug; 472(8): 2397–2403. doi:10.1007/s11999-013-3419-3.
- [27] Daniel Massimini, Patrick Boyer, Ramprasad Papannagari, Thomas Gill, Jon Warner e Guoan Li. 28 de junho de 2018. “In-vivo glenohumeral translation and ligament elongation during abduction and abduction with internal and external rotation”. J Orthop Surg Res. 2012; 7: 29. doi:10.1186/1749-799X-7-29.
- [28] Álvaro F. M. Azevedo. Abril de 2003. Método dos Elementos Finitos. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.